

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP

Universidade Estadual Paulista (Unesp)- campus de São João da Boa Vista

LUCAS HUMBERTO DE OLIVEIRA

Análise da Distribuição de Luz em Tecidos Biológicos para Fotobiomodulação via Monte Carlo em Python

São João da Boa Vista

2025

Lucas Humberto de Oliveira

Análise da Distribuição de Luz em Tecidos Biológicos para Fotobiomodulação via Monte Carlo em Python

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado à Universidade Estadual Paulista (UNESP), São João da Boa Vista, para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica e de Telecomunicações.

Orientador: Prof. Dr. Marlon Rodrigues Garcia

São João da Boa Vista
2025

O48a

Oliveira, Lucas Humberto de

Análise da distribuição de luz em tecidos biológicos para fotobiomodulação via monte carlo em python / Lucas Humberto de Oliveira. -- São João da Boa Vista, 2025

59 p.

Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado - Engenharia de Telecomunicações) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Engenharia, São João da Boa Vista

Orientador: Marlon Rodrigues Garcia

1. Genética. 2. Python (Linguagem de programação de computador). 3. Computação Matemática. I. Título.

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA - CÂMPUS DE SÃO JOÃO DA BOA VISTA
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELETRÔNICA E DE TELECOMUNICAÇÕES**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE LUZ EM TECIDOS BIOLÓGICOS PARA
FOTOBIMODULAÇÃO VIA MONTE CARLO EM PYTHON**

Aluno: Lucas Humberto de Oliveira
Orientador: Prof. Dr. Marlon Rodrigues Garcia

Banca Examinadora:

- Marlon Rodrigues Garcia (Orientador)
- Lilian Tan Moriyama (Examinadora)
- Thereza Cury Fortunato (Examinadora)

Os formulários de avaliação e a ata da defesa, na qual consta a aprovação do trabalho, devidamente assinados pela banca encontram-se no prontuário eletrônico do aluno.

São João da Boa Vista, 05 de dezembro de 2025

Dedico este trabalho aos meus pais, família e amigos que acreditaram em meu potencial e me apoiaram incondicionalmente ao longo de toda esta jornada. Em especial, aos meus amigos que compartilharam dos desafios e alegrias durante estes anos de formação acadêmica, tornando este caminho muito mais significativo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, em primeiro lugar, a Deus e à minha família pelo apoio contínuo, compreensão e encorajamento em todos os momentos desta jornada acadêmica.

Aos meus amigos, que mesmo em tempos desafiadores, estiveram presentes, oferecendo suporte emocional e intelectual fundamental para a realização deste trabalho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marlon Rodrigues Garcia, pela dedicação, orientação precisa e conhecimento compartilhado durante o desenvolvimento desta pesquisa. Sua experiência foi essencial para a consolidação deste trabalho.

Aos professores do curso de Engenharia Eletrônica e de Telecomunicações que contribuíram para minha formação profissional e científica, preparando-me para enfrentar desafios como este.

À Universidade Estadual Paulista (UNESP), campus de São João da Boa Vista, pelos recursos e infraestrutura disponibilizados durante toda a graduação.

Por fim, agradeço a todos que, de forma direta ou indireta, colaboraram para a realização deste Trabalho de Conclusão de Curso.

*“A verdadeira ciência não busca confirmar suas hipóteses, mas testá-las para falseá-las.
Somente aquilo que pode ser provado falso é científico.”
(Karl Popper)*

RESUMO

Este trabalho apresenta uma análise computacional da distribuição de luz em tecidos biológicos para fins de fotobiomodulação, utilizando simulações de Monte Carlo implementadas em Python. A fotobiomodulação é uma técnica terapêutica que utiliza radiação eletromagnética de baixa potência para estimular processos biológicos benéficos. A compreensão precisa de como a luz se propaga através dos tecidos é fundamental para otimizar protocolos de tratamento. Utilizando a metodologia de Monte Carlo, foram simulados 54 cenários distintos, variando parâmetros ópticos como coeficiente de absorção, coeficiente de espalhamento e fator de anisotropia em diferentes tipos de tecidos biológicos (pele, tecido subcutâneo e músculo). Os resultados demonstram como a profundidade de penetração, a distribuição espacial de energia e a taxa de absorção variam em função dos parâmetros ópticos e das características dos tecidos. Estes dados permitem a otimização de protocolos clínicos e contribuem para o desenvolvimento de equipamentos de fotobiomodulação mais eficientes. A implementação em Python oferece uma solução acessível, reproduzível e facilmente adaptável para futuros estudos nesta área. Os resultados indicam a viabilidade da abordagem proposta e sua potencial aplicação em sistemas médicos de fotobiomodulação.

Palavras-Chave: fotobiomodulação; distribuição de luz em tecidos; simulação de Monte Carlo; óptica biológica; engenharia biomédica; Python.

ABSTRACT

This work presents a computational analysis of light distribution in biological tissues for photobiomodulation purposes using Monte Carlo simulations implemented in Python. Photobiomodulation is a therapeutic technique that uses low-power electromagnetic radiation to stimulate beneficial biological processes. A precise understanding of how light propagates through tissues is fundamental for optimizing treatment protocols. Using the Monte Carlo methodology, 54 distinct scenarios were simulated, varying optical parameters such as absorption coefficient, scattering coefficient, and anisotropy factor in different types of biological tissues (skin, subcutaneous tissue and muscle). The results demonstrate how penetration depth, spatial energy distribution, and absorption rate vary as a function of optical parameters and tissue characteristics. These data enable the optimization of clinical protocols and contribute to the development of more efficient photobiomodulation equipment. Implementation in Python offers an accessible, reproducible, and easily adaptable solution for future studies in this field. The results indicate the feasibility of the proposed approach and its potential application in photobiomodulation medical systems.

Keywords: photobiomodulation; light distribution in tissues; Monte Carlo simulation; biological optics; biomedical engineering; Python.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Interações da luz com o tecido	19
Figura 2 – Ilustração da escala de Fitzpatrick	22
Figura 3 – Ilustração do tecido biológico simulado	25
Figura 4 – Simulações de distribuição espacial de energia para Fototipo I e espessura epidérmica de 0,15 mm. Comparação entre comprimentos de onda: (a) 660 nm (Vermelho); (b) 808 nm (Infravermelho); (c) 830 nm (Infravermelho). As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.	30
Figura 5 – Simulações de distribuição espacial de energia para comprimento de onda de 660 nm e espessura epidérmica de 0,15 mm. Impacto da pigmentação cutânea (Escala Fitzpatrick): (a) Fototipo I (Pele Clara); (b) Fototipo III (Pele Intermediária); (c) Fototipo VI (Pele Escura). As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.	31
Figura 6 – Simulações de distribuição espacial de energia para comprimento de onda de 660 nm e Fototipo I. Variação da espessura da epiderme: (a) 0,05 mm (Pele fina); (b) 0,15 mm (Pele média); (c) 0,60 mm (Pele espessa). As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.	32
Figura 7 – Perfil de penetração para o Fototipo I. Em (a) é apresentado a absorção ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.	34
Figura 8 – Perfil de penetração para o Fototipo III. Em (a) é apresentado a absorção ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.	35
Figura 9 – Perfil de penetração para o Fototipo VI. Em (a) é apresentado a absorção ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.	36
Figura 10 – Análise estatística (boxplot) da distribuição de energia absorvida por camada tecidual, fixando $\lambda = 808$ nm e espessura epidérmica de 0,15 mm. Comparação entre fototipos: (a) Fototipo I (Pele Clara); (b) Fototipo III (Pele Intermediária); (c) Fototipo VI (Pele Escura).	38
Figura 11 – Simulações de distribuição espacial de fluência para Fototipo I e espessura epidérmica de 0,15 mm. Comparação entre comprimentos de onda: (a) 660 nm; (b) 808 nm; (c) 830 nm. As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.	40

Figura 12 – Simulações de distribuição espacial de fluência para comprimento de onda de 660 nm e espessura epidérmica de 0,15 mm. Impacto da pigmentação cutânea: (a) Fototipo I; (b) Fototipo III; (c) Fototipo VI. As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.	41
Figura 13 – Simulações de distribuição espacial de fluência para comprimento de onda de 660 nm e Fototipo I. Variação da espessura da epiderme: (a) 0,05 mm; (b) 0,15 mm; (c) 0,60 mm. As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.	42
Figura 14 – Perfil de penetração para o Fototipo I. Em (a) é apresentado a fluência ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.	43
Figura 15 – Perfil de penetração para o Fototipo III. Em (a) é apresentado a fluência ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.	44
Figura 16 – Perfil de penetração para o Fototipo VI. Em (a) é apresentado a fluência ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.	45
Figura 17 – Análise estatística (boxplot) da distribuição de fluência por camada tecidual, fixando $\lambda = 808$ nm e espessura epidérmica de 0,15 mm. Comparação entre fototipos: (a) Fototipo I (Pele Clara); (b) Fototipo III (Pele Intermediária); (c) Fototipo VI (Pele Escura).	47
Figura 18 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,05 mm. . . .	54
Figura 19 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,15 mm. . . .	54
Figura 20 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,60 mm. . . .	55
Figura 21 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,05 mm. . . .	55
Figura 22 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,15 mm. . . .	55
Figura 23 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,60 mm. . . .	56
Figura 24 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,05 mm. . . .	56
Figura 25 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,15 mm. . . .	56
Figura 26 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,60 mm. . . .	57
Figura 27 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,05 mm. . . .	57
Figura 28 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,15 mm. . . .	58
Figura 29 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,60 mm. . . .	58
Figura 30 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,05 mm. . . .	58
Figura 31 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,15 mm. . . .	59
Figura 32 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,60 mm. . . .	59
Figura 33 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,05 mm. . . .	59
Figura 34 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,15 mm. . . .	60
Figura 35 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,60 mm. . . .	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ATP	Adenosina Trifosfato
FBM	Fotobiomodulação
FT	Fototipo
GPU	<i>Graphics Processing Unit</i> (Unidade de Processamento Gráfico)
LLLT	<i>Low-Level Laser Therapy</i> (Terapia a Laser de Baixa Intensidade)
MC	Monte Carlo
MCML	<i>Monte Carlo modeling of light transport in Multi-Layered tissues</i>
MCX	<i>Monte Carlo eXtreme</i>
NIR	<i>Near Infrared</i> (Infravermelho Próximo)
PBM	<i>Photobiomodulation</i> (Fotobiomodulação)
SEA	<i>Specific Energy Absorption</i> (Absorção Específica de Energia)
TCC	Trabalho de Conclusão de Curso
UNESP	Universidade Estadual Paulista
UV	Ultravioleta

LISTA DE SÍMBOLOS

μ_a	Coeficiente de absorção	mm^{-1}
μ_s	Coeficiente de espalhamento	mm^{-1}
g	Fator de anisotropia	adimensional
n	Índice de refração	adimensional
λ	Comprimento de onda	nm
s	Distância de caminho livre	mm
Z	Profundidade no eixo vertical	mm
nm	Nanômetro	10^{-9} m
mm	Milímetro	10^{-3} m
μm	Micrômetro	10^{-6} m

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	LACUNAS NO CONHECIMENTO E JUSTIFICATIVA DO PRESENTE TRABALHO	16
2	OBJETIVOS	17
2.1	ORGANIZAÇÃO DO DOCUMENTO	17
3	CONCEITOS BÁSICOS E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
3.1	ÓPTICA EM TECIDOS BIOLÓGICOS E A DOSIMETRIA DA LUZ	18
3.2	FUNDAMENTOS DO TRANSPORTE E PENETRAÇÃO DA LUZ	19
3.3	O MÉTODO DE MONTE CARLO (MC)	21
3.4	ESCALA DE FITZPATRICK	22
3.5	MODELO ANATÔMICO DA PELE	22
4	METODOLOGIA	24
4.1	AMBIENTE E INFRAESTRUTURA COMPUTACIONAL	24
4.2	MODELO GEOMÉTRICO DO TECIDO BIOLÓGICO	24
4.3	DEFINIÇÃO DOS PARÂMETROS ÓPTICOS	25
4.4	CONFIGURAÇÕES DA SIMULAÇÃO MCX	26
4.4.1	Comprimento de onda	27
4.4.2	Espessura da epiderme	27
4.5	ANÁLISE GRÁFICA	28
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	29
5.1	ENERGIA ABSORVIDA	29
5.1.1	Distribuição Espacial de Energia	29
5.1.1.1	Influência do Comprimento de Onda	29
5.1.1.2	Influência do Fototipo de Fitzpatrick	30
5.1.1.3	Influência da Espessura Epidérmica	31
5.1.2	Perfis de Penetração: Absorção em Função da Profundidade	32
5.1.2.1	Comportamento por Comprimento de Onda	33
5.1.2.2	Efeito da Espessura Epidérmica nos Perfis	36
5.1.3	Distribuição Estatística por Camada	37
5.2	FLUÊNCIA	38
5.2.1	Distribuição Espacial de Fluência	38
5.2.1.1	Influência do Comprimento de Onda na Fluência	39
5.2.1.2	Influência do Fototipo de Fitzpatrick na Fluência	40
5.2.1.3	Influência da Espessura Epidérmica na Fluência	41

5.2.2 – Perfis de Penetração: Fluência em Função da Profundidade	42
5.2.2.1 – Comportamento por Comprimento de Onda na Fluência	43
5.2.2.2 – Efeito da Espessura Epidérmica nos Perfis de Fluência	45
5.2.3 – Distribuição Estatística de Fluência por Camada	46
6 CONCLUSÃO	48
REFERÊNCIAS	50
GLOSSÁRIO	52
APÊNDICE A – GALERIA COMPLETA DE CORTES TRANSVERSAIS YZ DE ABSORÇÃO	54
APÊNDICE B – GALERIA COMPLETA DE CORTES TRANSVERSAIS YZ DE FLUÊNCIA	57

1 INTRODUÇÃO

O avanço da ciência e da tecnologia tem impulsionado a Biofotônica, estabelecendo as técnicas ópticas como ferramentas indispensáveis nas ciências da vida. As aplicações transcendem o diagnóstico por imagem (capaz de mapear moléculas essenciais como a oxi-hemoglobina e a melanina em tecidos) e alcançam abordagens terapêuticas inovadoras (Souza *et al.*, 2021).

Nesse cenário, a Fotobiomodulação (FBM), outrora conhecida como *Low-Level Laser Therapy* (LLLT), destaca-se como uma técnica não invasiva e promissora. Ela utiliza a energia da luz (fornecida por lasers ou LEDs de baixa intensidade) para modular processos celulares, promovendo a regeneração de tecidos, reduzindo a inflamação e aliviando a dor (Hamblin, 2016; Salehpour *et al.*, 2018). Contudo, a eficácia do tratamento depende criticamente da dose de energia luminosa que atinge as mitocôndrias e outras organelas nos tecidos alvo.

A entrega de uma dose luminosa é complexa devido à natureza óptica dos tecidos biológicos. Estes são meios ópticos altamente dispersivos e absorventes, onde o fóton não se propaga de maneira retilínea e monótona. Dois parâmetros ópticos principais governam essa interação, o coeficiente de absorção, que quantifica a probabilidade de um fóton ser absorvido ao trafegar em uma unidade de distância. O outro parâmetro é o coeficiente de espalhamento, que é proporcional à probabilidade de um fóton sofrer desvio ao trafegar no tecido.

Existem também outros dois parâmetros importantes, o índice de refração e o coeficiente de anisotropia. O índice de refração está relacionado a velocidade de propagação da luz no meio (tecido). Já o coeficiente de anisotropia caracteriza a preferência direcional da dispersão de luz, são grandezas adimensionais muito importantes para entender o comportamento da luz em diferentes meios, especialmente em materiais biológicos e ópticos.

A combinação desses coeficientes ópticos define a distribuição de fluência óptica no tecido, ou seja, a dose de energia que efetivamente chega ao alvo terapêutico. Sem um conhecimento detalhado dessa distribuição, os protocolos de FBM permanecem empíricos, limitando o seu potencial terapêutico e dificultando a sua otimização clínica (Jacques, 2013).

Para superar as limitações dos modelos analíticos, que frequentemente exigem grandes simplificações geométricas, a simulação computacional emerge como uma alternativa. Neste sentido, o Método de Monte Carlo (MC) é amplamente considerado o padrão ouro para modelar o transporte de luz em meios ópticos complexos e heterogêneos, como a pele e o músculo (Ramos; Oliveira; Silva, 2023).

O MC simula a propagação da luz como um processo estocástico, rastreando a trajetória de milhões de fótons de forma probabilística. Ao replicar a física das interações em cada etapa, o MC fornece um mapeamento quantitativo e tridimensional da energia luminosa depositada, essencial para o planejamento preciso da FBM.

O presente Trabalho de Conclusão de Curso propõe-se a aplicar os princípios da física e da ciência da computação na modelagem da interação luz-tecido. O modelo de simulação baseado

no Método de Monte Carlo foi implementado na linguagem Python, que, com seu ecossistema maduro para computação científica incluindo bibliotecas como NumPy o Monte Carlo eXtreme (MCX), que oferece a flexibilidade e o poder computacional necessários para o processamento eficiente de um grande número de fótons.

1.1 LACUNAS NO CONHECIMENTO E JUSTIFICATIVA DO PRESENTE TRABALHO

Apesar dos avanços significativos na compreensão da fotobiomodulação e na modelagem computacional de transporte de luz em tecidos, permanecem lacunas importantes que justificam o presente trabalho, a escassez de estudos sistemáticos em diferentes fototipos. A maioria dos estudos de simulação Monte Carlo utiliza propriedades ópticas de pele caucasiana (Fitzpatrick tipo II-III), com poucos trabalhos investigando sistematicamente a variação de penetração de luz através dos seis fototipos de Fitzpatrick (Finlayson *et al.*, 2022; Setchfield *et al.*, 2024).

Embora seja conhecido que a espessura epidermal varia significativamente entre diferentes regiões anatômicas (50-600 μm), poucos estudos de simulação incorporam esta variabilidade ao avaliar distribuição de luz (Barbosa *et al.*, 2020). Enquanto programas como MCML e MCX são amplamente utilizados, existem demandas por implementações mais acessíveis e integradas com ecossistema científico Python (NumPy, SciPy, Matplotlib), facilitando análise de dados e visualização (Bürmen; Pernuš; Naglič, 2022).

2 OBJETIVOS

O presente trabalho visa preencher estas lacunas através da implementação de simulações Monte Carlo sistemáticas utilizando a biblioteca *pmcx* (Python Monte Carlo eXtreme), investigando a distribuição de luz em tecidos biológicos multi-camadas (epiderme, derme, hipoderme e músculo) para três comprimentos de onda terapêuticos (660, 808 e 830 nm), seis fototipos de Fitzpatrick (I-VI) e três espessuras epidermais (50, 150, 600 μm), totalizando 54 cenários simulados. Esta abordagem sistemática permitirá quantificar precisamente como variações anatômicas e fisiológicas afetam a distribuição espacial da energia luminosa, contribuindo para otimização baseada em evidências de protocolos de fotobiomodulação personalizados.

De forma mais técnica, pode-se dizer que o objetivo deste trabalho é analisar a distribuição espacial da energia luminosa absorvida em tecidos biológicos simulados, com foco em determinar como a variação da pigmentação da pele afeta a penetração dos fótons, para diferentes comprimentos de onda (660 nm, 808 nm e 830 nm).

Para isso, os objetivos específicos foram assim definidos:

1. Familiarizar-se com a linguagem de programação Python e com a utilização da biblioteca *pmcx* para a implementação e execução das simulações;
2. Desenvolver um modelo computacional em Python baseado no método de Monte Carlo para simular a propagação de luz em tecidos biológicos, com foco na pele humana;
3. Estudar e implementar os parâmetros ópticos das diferentes camadas da pele (epiderme, derme, hipoderme, músculo) necessários para a simulação realista;
4. Avaliar a profundidade de penetração e o perfil de distribuição da energia luminosa considerando o comprimento de onda e a variação do fototipo cutâneo.

2.1 ORGANIZAÇÃO DO DOCUMENTO

No Capítulo 3 do texto serão abordados outros artigos para identificar as pesquisas e soluções já existentes acerca do tema na comunidade científica. O Capítulo 4 é uma recapitulação dos conceitos básicos necessários para melhor entendimento do trabalho em questão. No Capítulo 5 são estabelecidos todos os dados necessários para compreender e executar a simulação. No Capítulo 6 os resultados serão apresentados e discutido sobre a penetração e distribuição da energia luminosa no tecido biológico. No Capítulo 7 é feita a conclusão sobre o trabalho.

3 CONCEITOS BÁSICOS E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

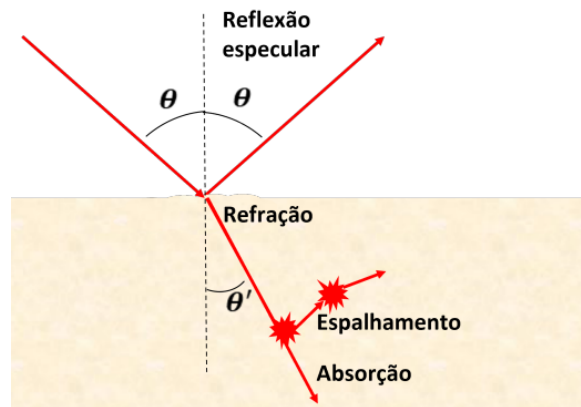
A fotobiomodulação (PBM) refere-se ao uso de luz vermelha ou infravermelha próxima em baixas densidades de potência para produzir efeitos benéficos em células ou tecidos (Hamblin; Demidova, 2006). Diferentemente de outros procedimentos médicos com laser, a fotobiomodulação não possui mecanismo ablativo ou térmico, mas sim um efeito fotoquímico em que a luz é absorvida e causa alterações químicas celulares (Farivar; Malekshahabi; Shiari, 2014). O termo “baixa intensidade” refere-se ao fato de que os níveis de densidade de energia fornecidos são baixos comparados a outras formas de terapia a laser utilizadas para ablação, corte e coagulação térmica de tecidos (Farivar; Malekshahabi; Shiari, 2014). Diferentemente de outras técnicas fototerápicas cujo objetivo é promover dano celular controlado ou remoção tecidual, como a Terapia Fotodinâmica (TFD) para o tratamento do câncer e a ablação a laser para remoção de tecido biológico, a FBM desencadeia efeitos terapêuticos benéficos ao nível celular e tecidual. Dentre esses efeitos, podemos citar o aumento da produção de ATP (Adenosina Trifosfato) nas mitocôndrias, a modulação de fatores de transcrição, a liberação de óxido nítrico e a promoção de processos regenerativos, sem comprometer a integridade estrutural dos tecidos (Hamblin, 2017).

A escolha do comprimento de onda é um parâmetro crítico para eficácia terapêutica. (Hamblin; Demidova, 2006), em revisão amplamente citada sobre mecanismos de LLLT, estabelecem que comprimentos de onda na faixa de 600-700 nm são escolhidos para tratar tecidos superficiais, enquanto comprimentos de onda entre 780 e 950 nm são selecionados para tecidos mais profundos devido às maiores distâncias de penetração óptica através do tecido. Os comprimentos de onda geralmente utilizados nesse tipo de terapia (como os estudados neste trabalho, comumente usados na clínica: 660 nm, 808 nm e 830 nm) são estratégicos, pois se enquadram na chamada “janela óptica” do tecido biológico, onde a absorção pela água, melanina e hemoglobina é relativamente baixa, permitindo maior penetração da luz em camadas mais profundas (Jacques, 2013).

3.1 ÓPTICA EM TECIDOS BIOLÓGICOS E A DOSIMETRIA DA LUZ

O sucesso clínico da FBM é diretamente relacionado aos parâmetros ópticos entregues ao tecido biológico alvo, como a fluência óptica, que é a quantidade de energia radiante incidente em uma dada superfície, por unidade de área (geralmente medida em J/cm^2). A principal dificuldade em prever essa dose é a natureza opticamente complexa dos tecidos biológicos, que são meios dispersivos e muito heterogêneos. Ao entrar em contato com o tecido biológico, a luz pode sofrer dois tipos de fenômenos, refração ou reflexão, os fótons do feixe que foram refratados podem ser absorvidos pelo tecido ou espalhados.

Figura 1 – Interações da luz com o tecido



Fonte: Adaptado de (Fortunato, 2021).

A propagação da luz em um meio biológico é governada por quatro parâmetros ópticos intrínsecos (Tuchin *et al.*, 2015):

- Coeficiente de Absorção (μ_a): é uma quantidade física definida como o parâmetro que caracteriza a probabilidade de remoção de energia de um feixe de luz por unidade de comprimento, por meio de processos de absorção em um meio material.
- Coeficiente de Espalhamento (μ_s): é definido como o parâmetro que expressa a probabilidade de desvios da trajetória dos fótons, por unidade de comprimento, em função de interações com estruturas micro ou macro do meio, sem implicar necessariamente a remoção de energia do feixe.
- Coeficiente de Anisotropia (g): é um parâmetro que descreve a direcionalidade do espalhamento de luz em um meio. Ele mede a quantidade de luz que mantém aproximadamente a mesma direção após interação com o tecido, variando de -1 (espalhamento totalmente para trás) a 1 (totalmente para frente) (Jacques, 2013).
- Índice de Refração (n): é definido como o quociente entre a velocidade da luz no vácuo e a velocidade da luz em um determinado meio.

3.2 FUNDAMENTOS DO TRANSPORTE E PENETRAÇÃO DA LUZ

A propagação da luz em tecidos biológicos é descrita pela Equação de Transporte Radiativo (ETR). Esta equação integro-diferencial modela a conservação da radiância $L(x, \omega)$, considerando as perdas por absorção e espalhamento, e o ganho por espalhamento de outras direções para dentro do feixe (Wang; Wu, 2007). Em regime estacionário, a ETR pode ser escrita como:

$$(\omega \cdot \nabla)L(x, \omega) = \sigma_s(x) \int_{S^2} f_p(x, \omega_i \rightarrow \omega) L(x, \omega_i) d\omega_i - \sigma_t(x) L(x, \omega) + Q(x, \omega), \quad (1)$$

em que $\sigma_s(x)$ e $\sigma_t(x)$ são, respectivamente, os coeficientes de espalhamento e de extinção (com $\sigma_t = \mu_a + \mu_s$ na notação usual em óptica de tecidos), $f_p(x, \omega_i \rightarrow \omega)$ é a função de fase de espalhamento e $Q(x, \omega)$ representa a fonte de luz. Devido à complexidade de se obter soluções analíticas exatas para a ETR em meios turbidos, frequentemente utiliza-se a Aproximação de Difusão para descrever o comportamento da luz longe da fonte. Sob esta aproximação, a taxa de fluência (Φ) em um meio homogêneo decai exponencialmente com a profundidade z (Jacques, 2013):

$$\Phi(z) \propto e^{-\mu_{\text{eff}} z}. \quad (2)$$

Aqui, μ_{eff} é o coeficiente de atenuação efetivo, um parâmetro que combina os efeitos de absorção e espalhamento para determinar a velocidade que a luz é atenuada no tecido. Ele é definido como:

$$\mu_{\text{eff}} = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}, \quad (3)$$

onde $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$ é o coeficiente de espalhamento reduzido. A partir desta relação, define-se a profundidade de penetração óptica (δ), que corresponde à profundidade na qual a intensidade da luz decai para aproximadamente 37% ($1/e$) de seu valor incidente. Essa relação fundamental é dada por:

$$\delta \approx \frac{1}{\mu_{\text{eff}}}. \quad (4)$$

Esta equação demonstra que a profundidade de penetração é inversamente proporcional ao coeficiente de atenuação efetivo (Jacques, 2013; Wilson; Jacques, 2002). Esta relação matemática mostra o impacto físico dos coeficientes ópticos, um aumento na absorção (μ_a) e no espalhamento (μ_s) resulta em um maior μ_{eff} e, conseqüentemente, em uma menor profundidade de penetração (δ). Enquanto a absorção remove energia diretamente do feixe, o espalhamento aumenta o caminho óptico percorrido pelos fótons, aumentando a probabilidade de absorção e limitando a propagação em profundidade. Portanto, para que haja maior penetração da luz em meios turbidos, como os tecidos biológicos, é necessário minimizar o coeficiente de atenuação efetivo, o que requer a redução tanto de μ_a quanto de μ'_s . Esta compreensão é fundamental para otimizar protocolos de fotobiomodulação e explicar por que diferentes comprimentos de onda e fototipos resultam em perfis distintos de penetração e distribuição de energia luminosa, conforme analisado no presente trabalho.

3.3 O MÉTODO DE MONTE CARLO (MC)

A simulação Monte Carlo (MC) é reconhecida como o padrão ouro para modelagem de transporte de fótons em meios túrbidos, particularmente tecidos biológicos, devido à sua capacidade de representar com precisão interações estocásticas de fótons governadas pelas propriedades ópticas do tecido (Jacques, 2013). Wang *et al.*, em artigo amplamente citado, desenvolveram o programa MCML (*Monte Carlo modeling of light transport in Multi-Layered tissues*), codificado em *ANSI Standard C*, que se tornou referência fundamental na área. O modelo MCML simula o transporte de fótons em estado estacionário em tecidos multi-camadas, onde cada camada é infinitamente larga e descrita por parâmetros específicos: espessura, índice de refração, coeficiente de absorção (μ_a), coeficiente de espalhamento (μ_s) e fator de anisotropia (g) (Wang; Jacques; Zheng, 1995). O programa utiliza alocação dinâmica de dados, permitindo que o número de camadas de tecido e elementos de grade do sistema sejam variados pelos usuários em tempo de execução.

O Método de Monte Carlo é uma técnica numérica e estatística que utiliza amostragem aleatória e repetição massiva de experimentos para obter resultados numéricos, especialmente em problemas que são difíceis ou impossíveis de resolver usando métodos analíticos (fórmulas matemáticas diretas). O método baseia-se na Lei dos Grandes Números. A ideia é que, ao simular um grande número de eventos aleatórios (como as jogadas de um dado ou a trajetória de um fóton), a média estatística desses eventos converge para o valor esperado ou para a solução do problema. Este método evita aproximações matemáticas consideráveis, como as da Aproximação de Difusão, buscando simular diretamente o comportamento estatístico de fótons individuais quando eles atravessam o meio, realizando escolhas aleatórias em cada interação de acordo com distribuições de probabilidade física bem definidas. Assim, a solução de Monte Carlo é mais precisa que a aproximação de difusão, embora computacionalmente mais intensiva. Para problemas envolvendo geometrias complexas e variações espaciais de propriedades ópticas, como o presente estudo, o método Monte Carlo é preferível (Bashkatov *et al.*, 2007). Dessa forma, o algoritmo central do Monte Carlo envolve:

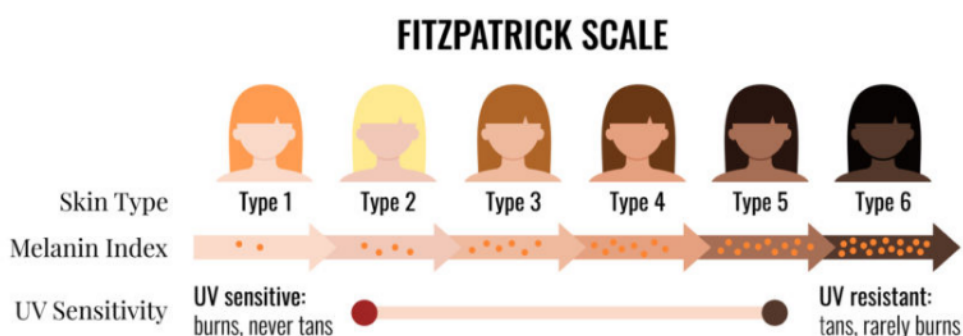
1. Lançamento do Fóton: Um fóton é lançado da fonte de luz.
2. Seleção do Caminho: A distância s que o fóton percorrerá antes da próxima interação é calculada estocasticamente.
3. Absorção: Uma parcela da energia do fóton é depositada na posição atual, proporcional ao coeficiente de absorção μ_a .
4. Espalhamento ou Fim da Trajetória: Se a interação for de espalhamento, a nova direção é determinada estocasticamente pelo fator de anisotropia g . Se o fóton atingir uma superfície de saída (reflexão, transmissão) ou se sua energia for desprezível, a trajetória é encerrada.

O resultado final é o mapeamento tridimensional da distribuição de energia (fluência ou absorção), permitindo uma análise detalhada da dose entregue em cada camada e profundidade do tecido simulado.

3.4 ESCALA DE FITZPATRICK

A Escala de Fitzpatrick é uma classificação numérica para a cor da pele humana, desenvolvido pelo dermatologista Thomas B. Fitzpatrick em 1975 cujo principal objetivo era estimar a resposta da pele à radiação ultravioleta (UV), determinando a propensão de um indivíduo a queimaduras solares e a capacidade de bronzeamento (Sachdeva, 2009). Essa escala é fundamental, pois a classificação está diretamente ligada à concentração de melanina na epiderme, que é o principal cromóforo que interfere na penetração da luz.

Figura 2 – Ilustração da escala de Fitzpatrick



Fonte: (Enrich Clinic, 2023).

3.5 MODELO ANATÔMICO DA PELE

A pele humana é organizada em três camadas principais, do superficial ao profundo: epiderme, derme e hipoderme. No presente estudo, foi adicionada uma quarta camada (músculo) para se entender como a luz se importa nesta camada durante aplicações em aplicações terapêuticas (Gajinov *et al.*, 2010). A epiderme é a camada mais superficial, composta por múltiplas subcamadas (estrato córneo, lúcido, granuloso, espinhoso e basal). A epiderme varia significativamente em espessura dependendo da localização anatômica. Em áreas de pele fina (ex: face e antebraço), a epiderme mede tipicamente 50-150 μm . Em áreas de pele grossa (ex: palmas e solas), a epiderme pode atingir 500-600 μm .

A derme subdivide-se em dois componentes histológicos, camada papilar (superficial, 150 μm) e camada reticular (profunda, 1-2 mm). No trabalho, foi utilizada espessura dérmica de 1,5 mm, representando uma derme típica de áreas de pele fina a espessas. Já a hipoderme é composta principalmente de tecido adiposo com vascularização reduzida. A hipoderme foi

modelada com 5,0 mm, suficiente para capturar transição de propriedades ópticas entre derme altamente vascularizada e pouco vascularizada. A camada muscular foi incluída com extensão de até 4,0 mm para simular tecido profundo. Em aplicações nas quais a luz tem de chegar até essa camada, como a fotobiomodulação, é importante verificar se a luz aplicada alcança a região de interesse com fluência suficiente (Lister; Wright; Chappell, 2012).

O modelo de 4 camadas constitui uma simplificação da anatomia real, que possui múltiplas subcamadas (ex: 5 camadas epidérmicas distintas). Porém, essa simplificação é adequada pois a transição entre subcamadas epidérmicas é gradual em propriedades ópticas, não abrupta. Portanto, usar uma epiderme com propriedades médias não produz erros significativos.

4 METODOLOGIA

A propagação de luz em tecidos biológicos constitui um problema complexo que envolve múltiplas interações físicas entre fótons e estruturas teciduais. Para compreender como diferentes comprimentos de onda penetram através das diferentes camadas da pele e como variam estas interações em função da pigmentação (fototipos de Fitzpatrick), utiliza-se a simulação Monte Carlo do transporte de fótons. A metodologia aqui descrita baseia-se em simulações computacionais que rastreiam o caminho individual de aproximadamente 10^8 fótons através de um modelo tridimensional da pele, registrando suas interações com as diferentes camadas do tecido. Desta forma, é possível calcular a distribuição espacial da energia luminosa depositada em diferentes profundidades teciduais.

4.1 AMBIENTE E INFRAESTRUTURA COMPUTACIONAL

A implementação do simulador Monte Carlo foi inteiramente desenvolvido em linguagem Python, utilizando o ambiente Google Colaboratory como principal plataforma de execução. Esta escolha estratégica permitiu o acesso imediato a recursos de computação de alto desempenho em nuvem, eliminando a necessidade de *hardware* local dedicado. O *backend* do Google Compute Engine forneceu uma unidade de processamento gráfico (GPU) NVIDIA Tesla T4, para o processamento paralelo do método Monte Carlo, além de recursos como 12,7 GB de RAM do sistema, 15 GB de RAM da GPU e 112,6 GB de espaço em disco. Essa infraestrutura garante a reprodutibilidade dos cálculos complexos e facilita o compartilhamento do projeto com a comunidade científica.

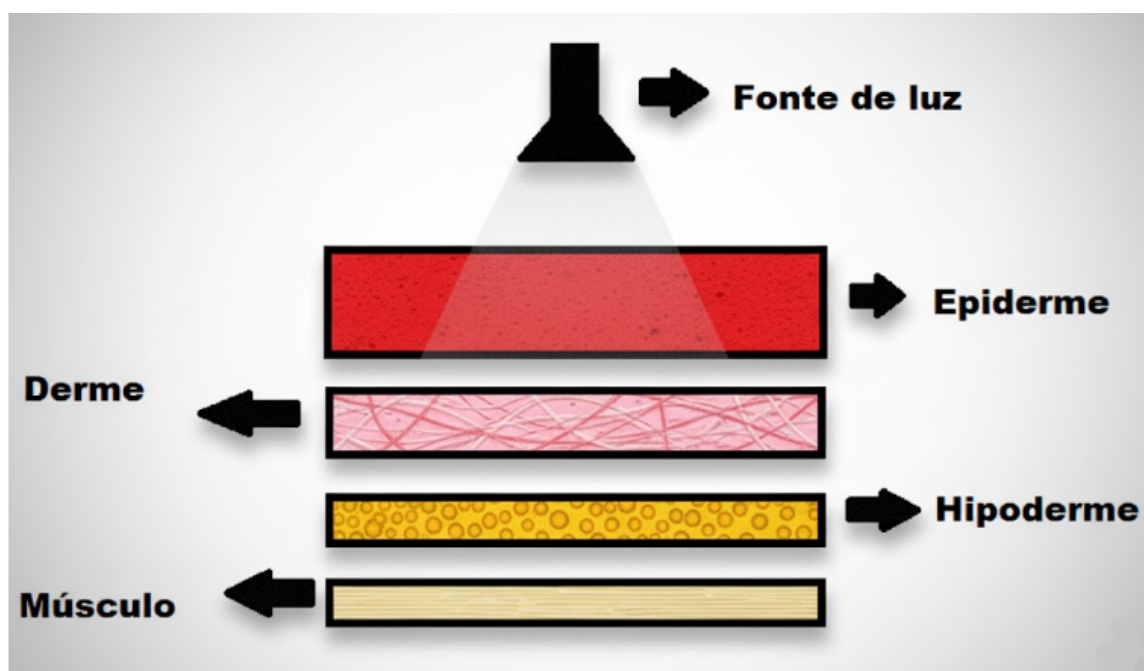
Para o desenvolvimento do presente projeto foram utilizadas duas bibliotecas em Python. O NumPy foi empregado para otimizar os cálculos numéricos e operações matriciais para a geração dos gráficos. A Matplotlib foi utilizada para a visualização gráfica dos resultados (mapas 2D, curvas de profundidade e boxplot). Adicionalmente, o controle de versão e a gestão do desenvolvimento do código foram realizados através de um repositório no GitHub (Acessível em github.com/LucasHumbertoo/Monte-Carlo-of-Different-Skin-Colors) (Humberto, 2024).

4.2 MODELO GEOMÉTRICO DO TECIDO BIOLÓGICO

Para a execução das simulações, faz-se necessário definir um *phantom* óptico digital, que é um modelo digital tridimensional (geralmente cúbico, como neste trabalho) dos tecidos biológicos a serem simulados. Neste trabalho, o tecido biológico foi modelado como um *phantom digital* de $240 \times 240 \times 180$ voxels, cada voxel corresponde a 0,05 mm, dividido em quatro camadas:

1. Epiderme (três valores distintos foram simulados, 0,05 mm, 0,15 mm e 0,60 mm (1, 3 e 12 voxels))
2. Derme: 1,5 mm (30 voxels)
3. Hipoderme: 5mm (100 voxels)
4. Músculo: 2 mm (40 voxels)

Figura 3 – Ilustração do tecido biológico simulado



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 DEFINIÇÃO DOS PARÂMETROS ÓPTICOS

A simulação é fundamentada na função `get_props`, a qual é utilizada para conferir valor às propriedades ópticas intrínsecas para as quatro camadas distintas do tecido biológico, definindo-as em função do comprimento de onda (λ) e da escala de fototipo de Fitzpatrick (FT I a FT VI). As propriedades ópticas são especificadas na ordem: coeficiente de absorção (μ_a), coeficiente de espalhamento (μ_s), fator de anisotropia (g) e índice de refração (n). As unidades correspondentes são: μ_a e μ_s em mm^{-1} , e g e n são grandezas adimensionais. O modelo incorpora o impacto da pigmentação, sendo que a principal variação entre os fototipos é implementada através do ajuste do coeficiente μ_a da Epiderme. Esta camada é o absorvedor dominante de luz visível e infravermelho próximo, e o aumento do valor de μ_a nos fototipos mais escuros reflete diretamente a maior concentração de melanina na pele. As propriedades ópticas adotadas para cada camada

foram ajustadas conforme a literatura, refletindo as diferenças fisiológicas entre fototipos e podem ser visualizadas na Tabela 1.

Tabela 1 – Propriedades ópticas utilizadas nas simulações de Monte Carlo para cada fototipo de pele e comprimento de onda.

Fototipo	λ (nm)	Epiderme				Derme				Hipoderme				Músculo			
		μ_a	μ_s	g	n	μ_a	μ_s	g	n	μ_a	μ_s	g	n	μ_a	μ_s	g	n
I	660	0,030	38	0,80	1,37	0,045	2,7	0,77	1,37	0,012	1,3	0,80	1,37	0,04	15,0	0,90	1,39
	808	0,015	25	0,80	1,37	0,022	2,3	0,77	1,37	0,009	1,2	0,80	1,37	0,03	12,0	0,90	1,39
	830	0,013	24	0,80	1,37	0,020	2,2	0,77	1,37	0,008	1,1	0,80	1,37	0,03	11,5	0,90	1,39
II	660	0,040	38	0,80	1,37	0,048	2,6	0,77	1,37	0,0125	1,25	0,80	1,37	0,04	15,0	0,90	1,39
	808	0,020	25	0,80	1,37	0,024	2,2	0,77	1,37	0,0095	1,15	0,80	1,37	0,03	12,0	0,90	1,39
	830	0,017	24	0,80	1,37	0,021	2,1	0,77	1,37	0,0085	1,05	0,80	1,37	0,03	11,5	0,90	1,39
III	660	0,060	38	0,80	1,37	0,050	2,5	0,77	1,37	0,013	1,2	0,80	1,37	0,04	15,0	0,90	1,39
	808	0,030	25	0,80	1,37	0,025	2,1	0,77	1,37	0,010	1,1	0,80	1,37	0,03	12,0	0,90	1,39
	830	0,027	24	0,80	1,37	0,022	2,0	0,77	1,37	0,009	1,0	0,80	1,37	0,03	11,5	0,90	1,39
IV	660	0,090	38	0,80	1,37	0,052	2,4	0,77	1,37	0,0135	1,15	0,80	1,37	0,04	15,0	0,90	1,39
	808	0,045	25	0,80	1,37	0,026	2,0	0,77	1,37	0,0105	1,05	0,80	1,37	0,03	12,0	0,90	1,39
	830	0,040	24	0,80	1,37	0,023	1,9	0,77	1,37	0,0095	0,95	0,80	1,37	0,03	11,5	0,90	1,39
V	660	0,120	38	0,80	1,37	0,055	2,3	0,77	1,37	0,014	1,1	0,80	1,37	0,04	15,0	0,90	1,39
	808	0,060	25	0,80	1,37	0,027	1,9	0,77	1,37	0,011	1,0	0,80	1,37	0,03	12,0	0,90	1,39
	830	0,053	24	0,80	1,37	0,024	1,8	0,77	1,37	0,010	0,9	0,80	1,37	0,03	11,5	0,90	1,39
VI	660	0,150	38	0,80	1,37	0,060	2,2	0,77	1,37	0,015	1,0	0,80	1,37	0,04	15,0	0,90	1,39
	808	0,090	25	0,80	1,37	0,030	1,8	0,77	1,37	0,012	0,9	0,80	1,37	0,03	12,0	0,90	1,39
	830	0,080	24	0,80	1,37	0,027	1,7	0,77	1,37	0,011	0,8	0,80	1,37	0,03	11,5	0,90	1,39

Fonte: Elaborado pelo autor.

Idealmente, estes valores deveriam ser medidos experimentalmente no tecido específico em estudo, ou extraídos diretamente de tabelas de referência publicadas na literatura. Para este trabalho, foram adotados valores de coeficiente de absorção (μ_a), coeficiente de espalhamento (μ_s), fator de anisotropia (g) e índice de refração (n) que se situam dentro das faixas documentadas na literatura científica, porém não replicados diretamente de nenhum estudo singular. Os valores selecionados representam estimativas razoáveis situadas no intervalo de confiança dos dados experimentais publicados, mas não constituem uma medição direta, nem uma validação experimental própria. Esta limitação é importante ser reconhecida, os resultados das simulações refletem o comportamento qualitativo da distribuição de luz em função dos parâmetros ópticos, sendo adequados para análise comparativa entre fototipos, comprimentos de onda e profundidades. Porém, para aplicações clínicas precisas e quantitativas, seria necessário validar estes parâmetros experimentalmente em pele humana.

4.4 CONFIGURAÇÕES DA SIMULAÇÃO MCX

A simulação de Monte Carlo foi executada com 10^8 fótons, um valor que assegura a precisão estatística e a estabilidade necessárias para os resultados de fluência e absorção. Foi confeccionado dois códigos de simulação, cada um retorna métricas distintas para análise. O comando `outputtype: energy` possibilita definir o tipo de dado de saída, nesse formato, o

dado de saída retorna em absorção de energia. Ao remover esta linha de código da simulação, o pmcx utiliza como padrão outro tipo de saída, que é a fluência de fótons, que quantifica a densidade de energia da luz, representando o número de fótons que atravessam uma unidade de área por unidade de tempo.

A fonte de luz foi modelada como “pencil”(pencil beam), que é o padrão da biblioteca pmcx e por isso, não é necessário defini-la no código, posicionado no centro do plano XY, sobre a superfície do tecido ($Z = 0$), e direcionado perpendicularmente ao plano de incidência (direção do eixo Z).

O desenho experimental compreendeu a variação de 3 comprimentos de onda, 3 espessuras de epiderme e 6 fototipos de Fitzpatrick, resultando em um total de 54 simulações distintas para análise comparativa.

4.4.1 Comprimento de onda

O comprimento de onda (λ) foi variado entre 660 nm, 808 nm e 830 nm, representando faixas típicas de lasers e LEDs utilizadas em fotobiomodulação. Essas faixas foram escolhidas pois apresentam diferentes coeficientes de absorção nos principais cromóforos da pele e dos tecidos subjacentes, impactando diretamente a profundidade de penetração e distribuição energética. Para cada valor de λ , as propriedades ópticas dos tecidos (epiderme, derme, hipoderme e músculo) foram ajustadas conforme o tipo de pele (fototipo), respeitando as variações naturais de absorção e distribuição. Assim, é possível discutir como diferentes comprimentos de onda influenciam a distribuição de energia em tecidos biológicos.

4.4.2 Espessura da epiderme

A espessura da epiderme é um parâmetro anatômico determinante, pois atua como barreira óptica inicial à incidência luminosa. Foram avaliados três valores, 0,05 mm (1 voxel), representa uma epiderme fina, comum em áreas sem fricção, 0,15 mm (3 voxels), é um valor médio para adultos em diversas regiões corporais e 0,60 mm (12 voxels), uma epiderme espessa, típica de regiões palmoplantares. Cada configuração foi simulada para verificar como a variação anatômica interfere na quantidade de luz transmitida aos tecidos subjacentes.

Tabela 2 – Parâmetros geométricos utilizados nas simulações.

Parâmetro	Valor (voxels)	Valor Real (mm)
Tamanho do Voxel	-	0,05
Dimensão X, Y	240	12,00
Dimensão Z (Profundidade)	180	9,00
Espessuras de Epiderme Simuladas	1	0,05
	3	0,15
	12	0,60
Espessura da Derme	30	1,50
Espessura da Hipoderme	100	5,00
Espessura do Músculo	Variável*	Até o fim do volume

*O músculo preenche o restante do volume Z (até 9,00 mm).

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.5 ANÁLISE GRÁFICA

A análise dos resultados obtidos nas simulações é realizada por meio de visualizações gráficas, permitindo compreender o comportamento da luz nos diferentes tecidos simulados, identificar padrões de absorção e dispersão, e extrair informações relevantes para a dosimetria em Fotobiomodulação (PBM). As visualizações são geradas utilizando principalmente o Matplotlib, que permitem a criação de gráficos 2D e 3D detalhados e personalizáveis.

Um dos resultados é um corte transversal no eixo YZ, no qual exibe a distribuição 2D da absorção, esta visualização é crucial para mapear o espalhamento lateral e a atenuação em profundidade do feixe de luz. Outro resultado obtido é o perfil de absorção por profundidade, usando escala semi-logarítmica. Este é o gráfico mais importante para quantificar a penetração da luz no tecido biológico.

Os boxplots fornecem uma visão estatística da distribuição de energia absorvida em cada camada tecidual (epiderme, derme, hipoderme e músculo), revelando não apenas valores centrais (mediana), mas também dispersão e presença de valores extremos. Para a geração dos boxplots, a simulação Monte Carlo produziu um volume 3D de dados com dimensões de $240 \times 240 \times 180$ voxels, onde cada voxel representa uma área de $0,05 \text{ mm} \times 0,05 \text{ mm} \times 0,05 \text{ mm}$. A região de interesse foi definida como uma parte central do volume simulado, no eixo X = 95 a 144 (totalizando 50 pixels) e no eixo Y = 95 a 144 (totalizando também 50 pixels). A profundidade de cada camada tecidual varia conforme a variação da espessura da epiderme, na própria epiderme, o intervalo de voxels $Z = 0$ a z_{epi} , onde z_{epi} é a espessura epidérmica simulada (1, 3, ou 12 voxels para 0,05 mm, 0,15 mm e 0,60 mm, respectivamente). Na derme temos $Z = z_{\text{epi}}$ a $z_{\text{epi}} + 30$. Enquanto na hipoderme $Z = z_{\text{epi}} + 30$ a $z_{\text{epi}} + 130$. E na última camada, no músculo o intervalo de voxels $Z = z_{\text{epi}} + 130$ a 180 (profundidade máxima do volume).

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A seguir são apresentados e discutidos os resultados das 54 simulações de Monte Carlo realizadas, organizadas em duas seções que exploram dados diferentes da distribuição de luz nos tecidos biológicos simulados.

5.1 ENERGIA ABSORVIDA

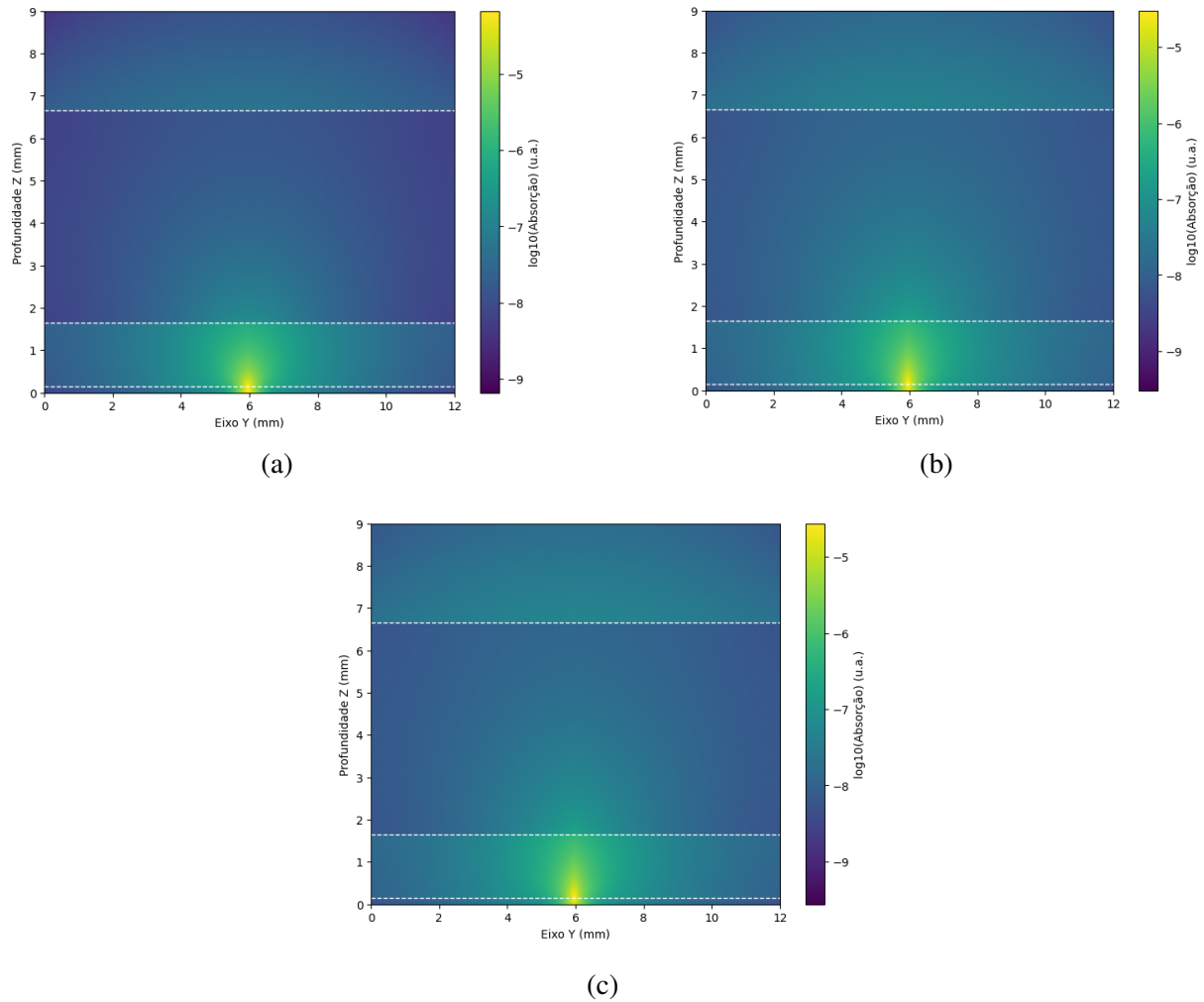
5.1.1 Distribuição Espacial de Energia

Foram realizadas simulações de Monte Carlo com 10^8 fótons para três comprimentos de onda (660 nm, 808 nm e 830 nm), seis fototipos de Fitzpatrick (I a VI) e três espessuras epidérmicas (0,05 mm, 0,15 mm e 0,60 mm), totalizando 54 cenários distintos. Os resultados da distribuição espacial bidimensional da energia absorvida em função da profundidade são apresentados nos cortes transversais no plano YZ, Figura 4, Figura 5 e Figura 6.

5.1.1.1 Influência do Comprimento de Onda

As simulações com comprimento de onda de 660 nm, cujos resultados estão apresentados na Figura 4a, demonstram maior atenuação superficial com absorção concentrada nas primeiras camadas (epiderme e derme). A área com alta energia ($\log_{10}(\text{Absorção}) > -5$) estende-se até aproximadamente 1-2 mm de profundidade para fototipos claros (I-III) e apenas 0,5-1 mm para fototipos escuros (IV-VI). Este comportamento é atribuído à elevada absorção pela melanina epidérmica e pela hemoglobina nos capilares dérmicos, que possuem picos de absorção próximos a esta faixa espectral. Em contraste, as simulações com comprimentos de onda de 808 nm e 830 nm, apresentadas respectivamente na Figura 4b e Figura 4c, demonstram uma penetração maior. A distribuição de energia é mais homogênea ao longo do eixo Z, indicando menor atenuação superficial. A região de maior absorção (coloração amarelo-verde nas imagens) concentra-se próxima ao ponto de entrada do feixe ($Z = 0$), com decaimento progressivo nas camadas mais profundas (coloração azul-violeta).

Figura 4 – Simulações de distribuição espacial de energia para Fototipo I e espessura epidérmica de 0,15 mm. Comparação entre comprimentos de onda: (a) 660 nm (Vermelho); (b) 808 nm (Infravermelho); (c) 830 nm (Infravermelho). As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.



Fonte: Elaborado pelo autor.

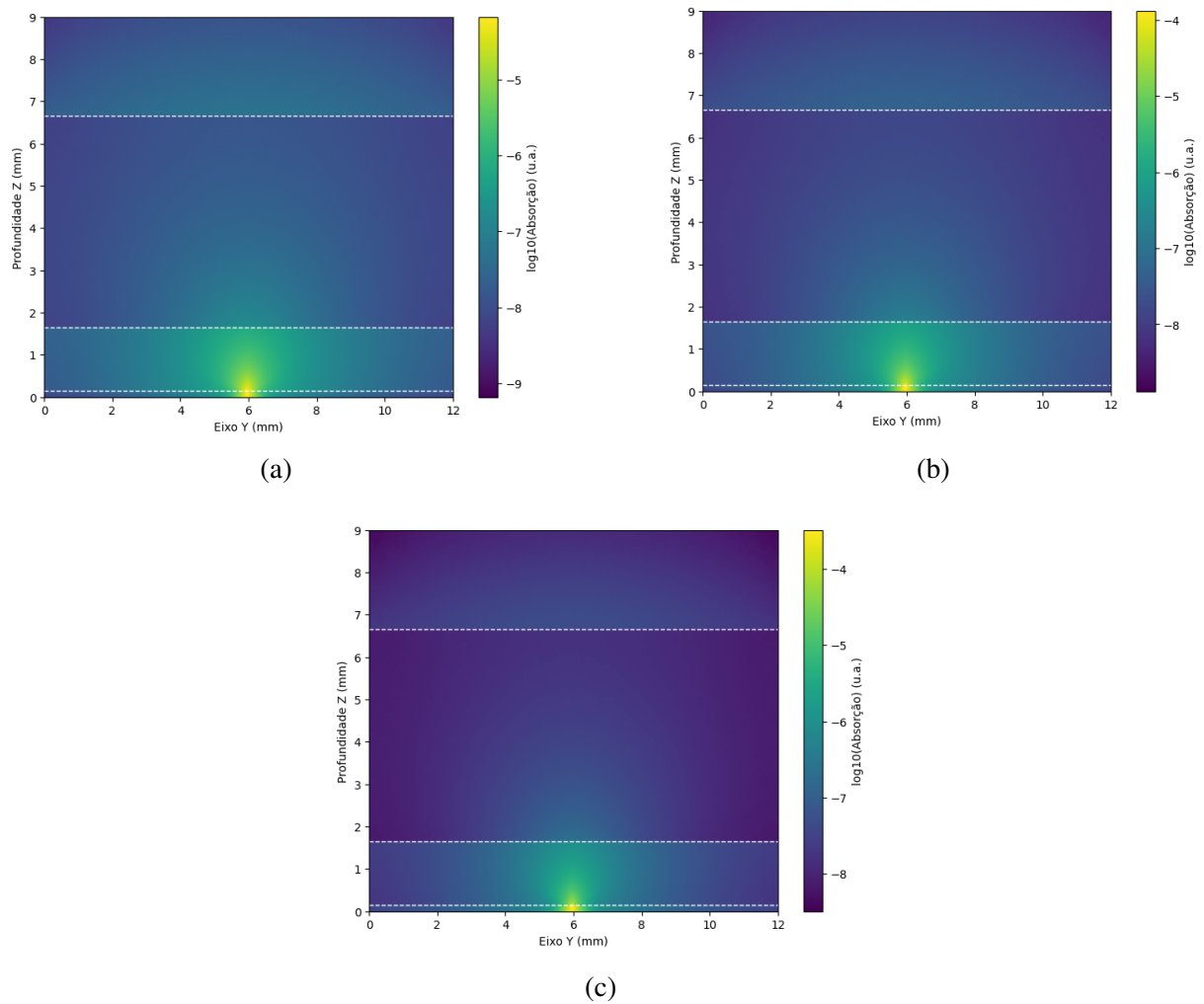
5.1.1.2 Influência do Fototipo de Fitzpatrick

As simulações para comparação entre fototipos I, III e VI com espessura epidérmica de 0,15 mm foram realizadas, cujos resultados estão apresentados na Figura 5. Para fototipos claros (I-II), os cortes YZ revelam padrões de dispersão lateral mais amplos e maior penetração em profundidade. A energia depositada na derme e hipoderme é maior comparada aos fototipos mais escuros, especialmente para $\lambda = 660$ nm (Figura 5a).

Os fototipos intermediários (III-IV) apresentaram uma redução da penetração, conforme observado na Figura 5b. Para $\lambda = 660$ nm, observa-se uma atenuação na interface epiderme-derme, indicando a barreira de melanina. Os fototipos escuros (V-VI), cujos resultados são

apresentados na Figura 5c, mostraram uma absorção superficial, com energia concentrada na epiderme. Para $\lambda = 660$ nm, quase toda a energia é depositada nos primeiros milímetros, com uma fluência mínima alcançando tecidos profundos.

Figura 5 – Simulações de distribuição espacial de energia para comprimento de onda de 660 nm e espessura epidérmica de 0,15 mm. Impacto da pigmentação cutânea (Escala Fitzpatrick): (a) Fototipo I (Pele Clara); (b) Fototipo III (Pele Intermediária); (c) Fototipo VI (Pele Escura). As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.



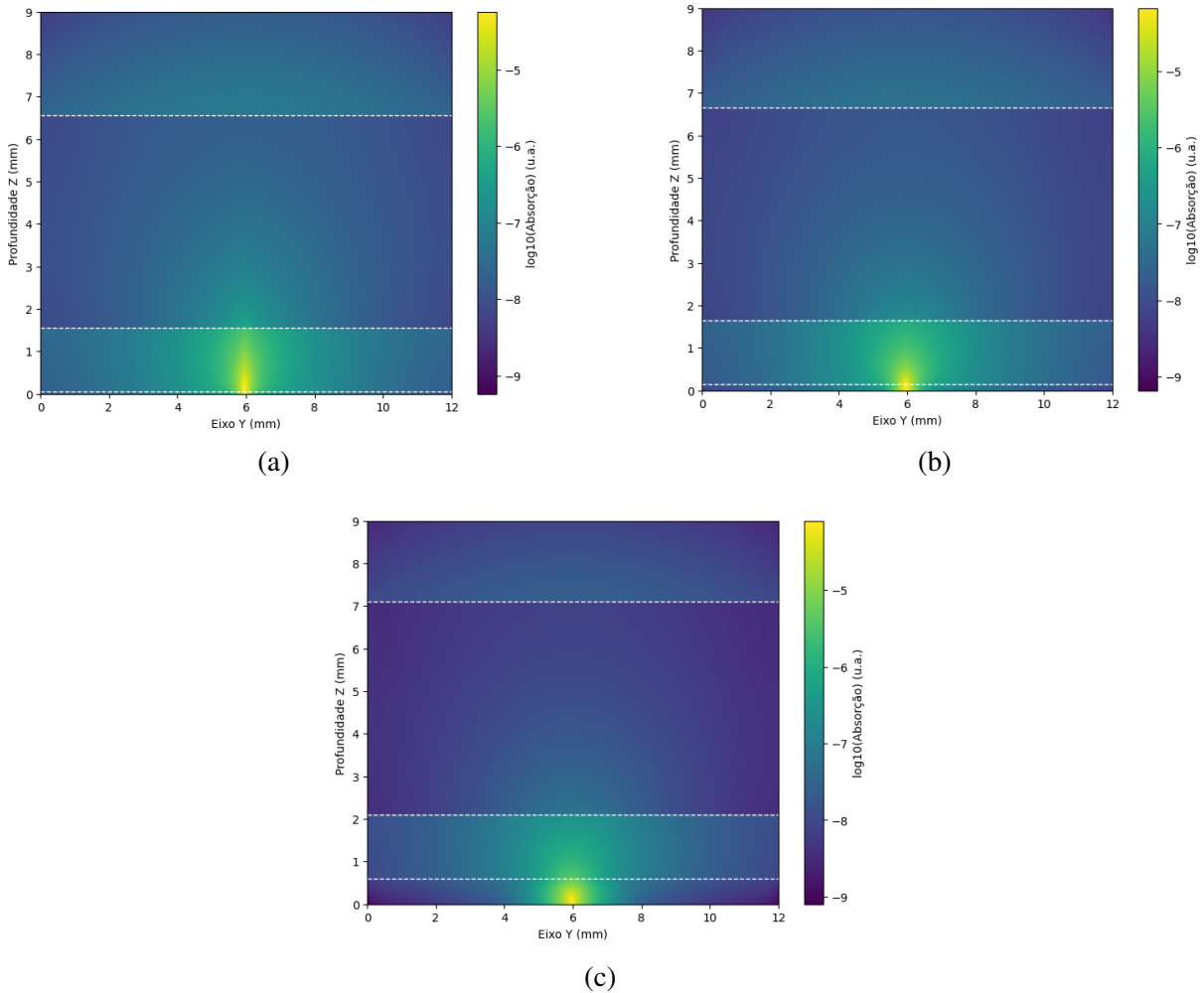
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.1.3 Influência da Espessura Epidérmica

Foram realizadas simulações variando a espessura epidérmica para o Fototipo I, cujos resultados estão apresentados na Figura 6. A epiderme fina (0,05 mm) representa uma barreira física e óptica menor, permitindo que uma maior fração de fótons alcance a derme e camadas mais profundas (Figura 6a). A espessura epidérmica intermediária (0,15 mm) representa condições

típicas de pele facial e de áreas não expostas, observando-se a atenuação (Figura 6b). Para a epiderme espessa (0,60 mm), característica de regiões palmares/plantares, os resultados apresentados na Figura 6c revelam uma barreira. Especialmente para fototipos escuros, a região de alta energia permanece praticamente restrita à epiderme para $\lambda = 660$ nm.

Figura 6 – Simulações de distribuição espacial de energia para comprimento de onda de 660 nm e Fototipo I. Variação da espessura da epiderme: (a) 0,05 mm (Pele fina); (b) 0,15 mm (Pele média); (c) 0,60 mm (Pele espessa). As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.



Fonte: Elaborado pelo autor.

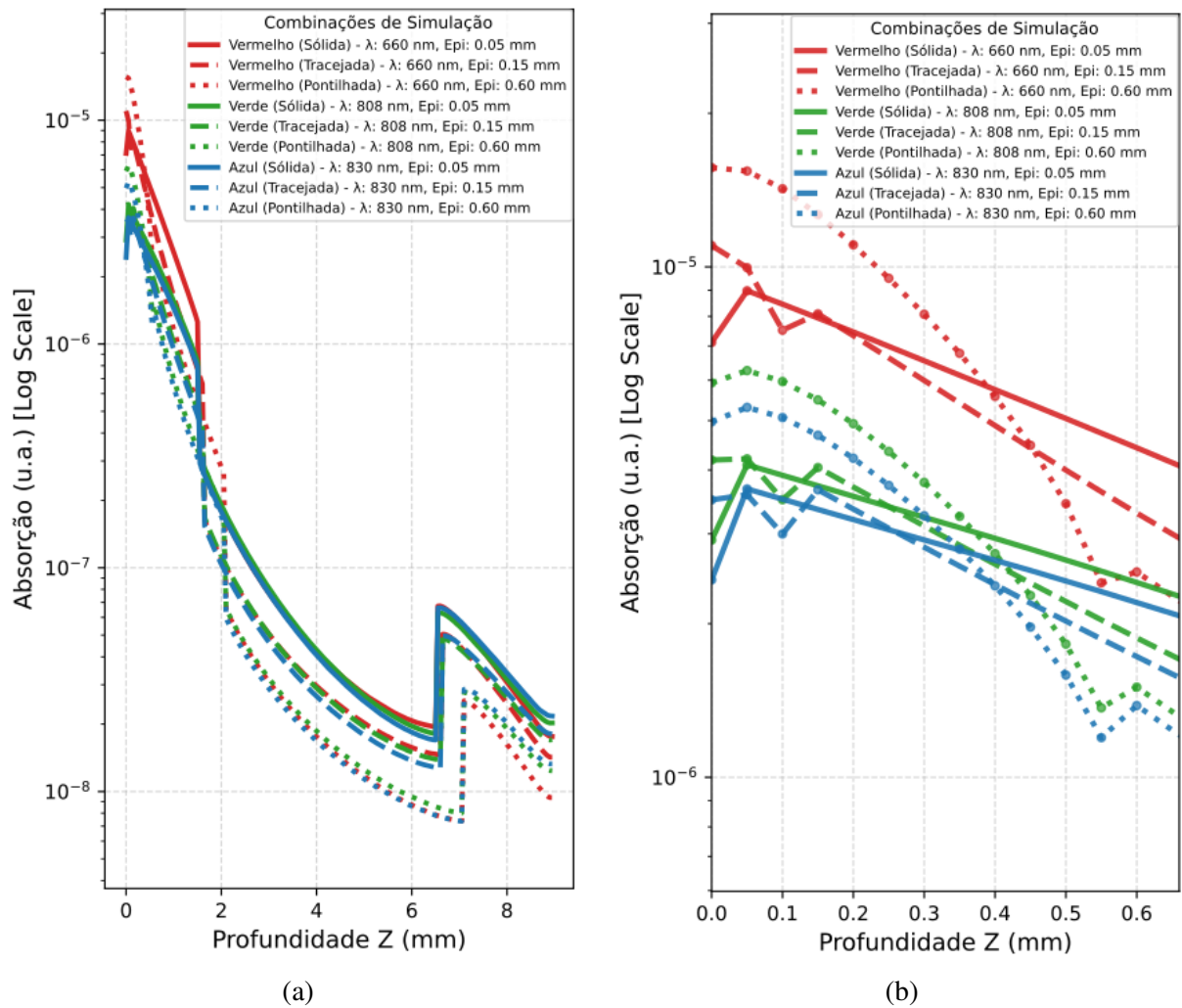
5.1.2 Perfis de Penetração: Absorção em Função da Profundidade

As simulações de absorção em função da profundidade foram realizadas para os seis fototipos de Fitzpatrick em cada combinação de comprimento de onda e espessura epidérmica, cujos resultados estão apresentados na Figura 7, Figura 8 e Figura 9.

5.1.2.1 Comportamento por Comprimento de Onda

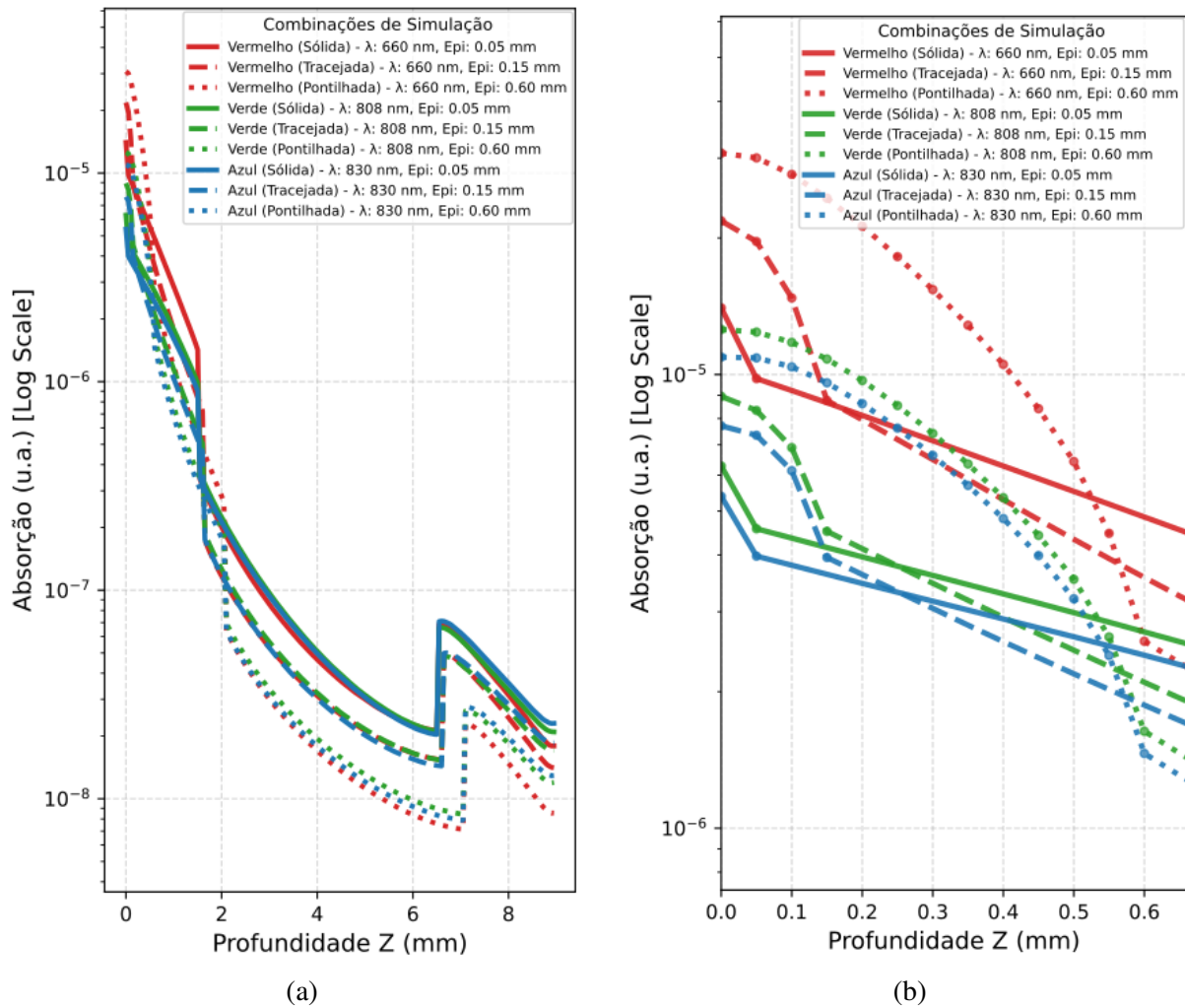
Os perfis de absorção para o Fototipo I, apresentados na Figura 7, mostram um decaimento mais acentuado (maior inclinação na escala logarítmica) para o comprimento de onda de 660 nm, refletindo o alto μ_a da melanina epidérmica. Para o Fototipo III, cujos resultados são apresentados na Figura 8, os perfis com comprimentos de onda de 808 nm e 830 nm apresentam um decaimento mais leve. A diferença entre fototipos, embora ainda presente, é reduzida. Para profundidades superiores a 2 mm, todos os fototipos convergem para valores similares de absorção, indicando que a influência da melanina epidérmica torna-se negligenciável nestas profundidades para estes comprimentos de onda. Os resultados para o Fototipo VI, apresentados na Figura 9, demonstram a maior atenuação superficial entre todos os fototipos analisados. Para $\lambda = 660$ nm, a absorção é máxima na epiderme e decai rapidamente com a profundidade. Os comprimentos de onda infravermelhos (808 nm e 830 nm) mostram melhor penetração, embora ainda com uma atenuação em comparação aos fototipos mais claros.

Figura 7 – Perfil de penetração para o Fototipo I. Em (a) é apresentada a absorção ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.



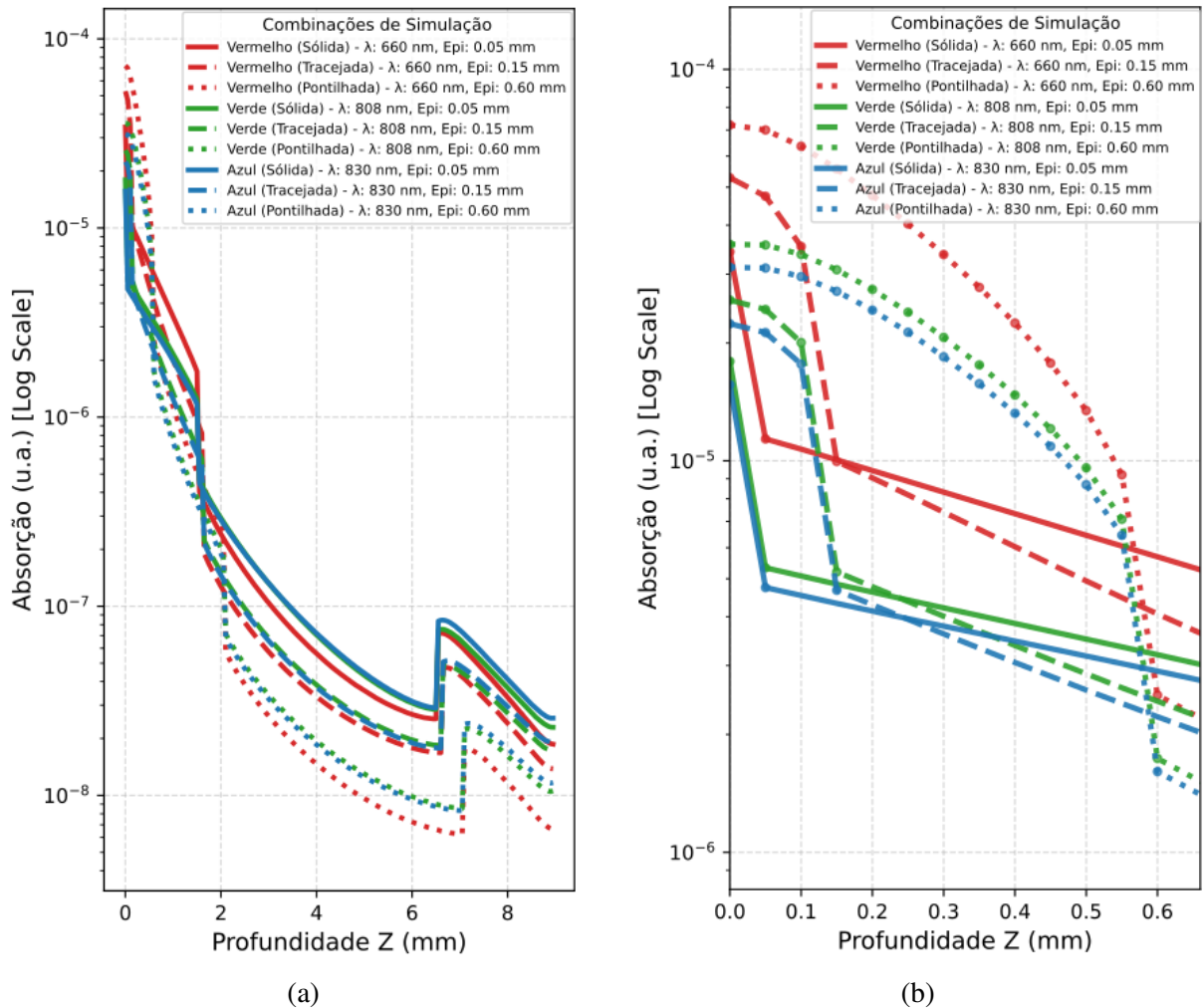
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 8 – Perfil de penetração para o Fototipo III. Em (a) é apresentado a absorção ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 9 – Perfil de penetração para o Fototipo VI. Em (a) é apresentado a absorção ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.



Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.2.2 Efeito da Espessura Epidérmica nos Perfis

A espessura epidérmica de 0,05 mm resulta em absorção epidérmica reduzida e maior transmissão para a derme. Os perfis mostram que a absorção na interface epiderme-derme ($Z \approx 0,05$ mm) é maior em comparação à condição de epiderme média (0,15 mm). Este incremento propaga-se através das camadas subsequentes, resultando em perfis de absorção distribuídos uniformemente em profundidade. No Fototipo VI, o efeito da epiderme fina é significativo. A redução do volume de tecido melanizado resulta em diminuição na absorção epidérmica total em comparação à espessura média. Consequentemente, a energia disponível para absorção nas camadas dérmicas aumenta.

A espessura de 0,15 mm demonstra uma distribuição de absorção característica para cada

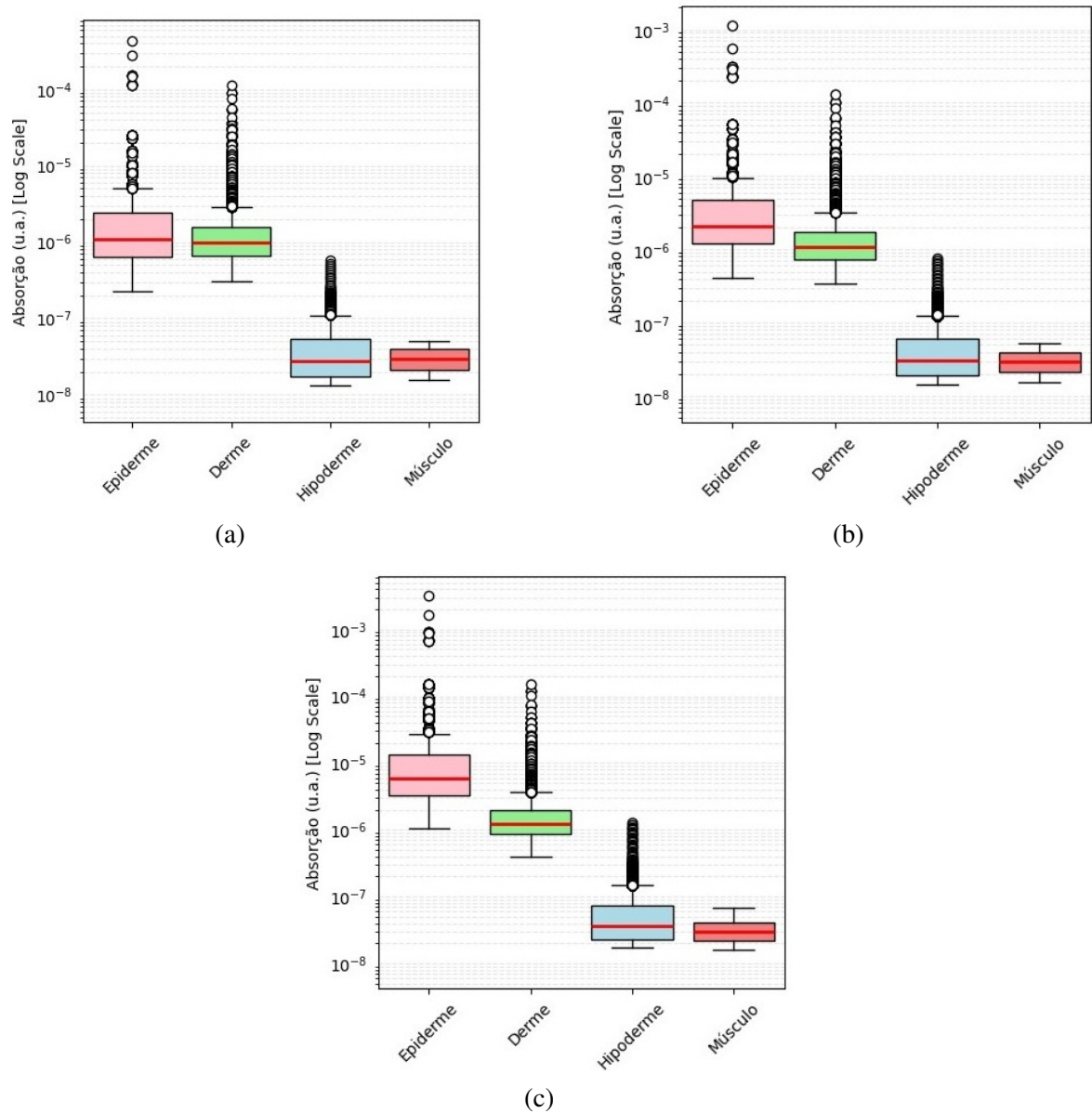
fototipo, no Fototipo I, a absorção é uniforme através da epiderme com transmissão para a derme, no Fototipo III, observa-se um pico de absorção epidérmica e no Fototipo VI, há uma concentração de absorção na epiderme.

Para epiderme espessa (0,60 mm), no Fototipo I resulta em aumento da absorção epidérmica total, com redução na absorção dérmica em comparação à espessura média. No Fototipo III, a combinação de espessura aumentada com pigmentação intermediária resulta em uma atenuação moderada, com um aumento na absorção epidérmica total em comparação à condição de epiderme média. Para o Fototipo VI, a epiderme espessa representa a condição mais difícil para fotobiomodulação, tem uma redução na energia absorvida nas camadas dérmicas em comparação à condição de epiderme fina.

5.1.3 Distribuição Estatística por Camada

As simulações para análise estatística da distribuição de energia absorvida em cada camada tecidual foram realizadas para três fototipos representativos (I, III e VI) com comprimento de onda de 808 nm e espessura epidérmica de 0,15 mm, cujos resultados estão apresentados na Figura 10. Para todas as combinações de parâmetros, a epiderme apresenta os valores mais elevados de absorção. Fototipos escuros (IV-VI) apresentam caixas mais altas na escala logarítmica comparados a fototipos claros, refletindo a alta absorção da melanina (Figura 10c). A dispersão (altura da caixa) é pequena, indicando absorção uniforme nesta camada. Na derme, observa-se redução da absorção mediana comparada à epiderme. A diferença entre fototipos é menos notável que na epiderme, conforme observado pela sobreposição das caixas na Figura 10a, Figura 10b e Figura 10c. Para $\lambda = 808$ nm, as caixas dos diferentes fototipos apresentam sobreposição considerável, confirmando que a influência da pigmentação é reduzida nestas profundidades para comprimentos de onda infravermelhos. Na hipoderme, para $\lambda = 808$ nm, ainda se observa energia para todos os fototipos. A camada muscular apresenta os valores mais baixos de absorção entre todas as camadas analisadas. Em fototipos I-III, ainda se detecta absorção, confirmando o potencial terapêutico destes comprimentos de onda para tratamentos musculares profundos.

Figura 10 – Análise estatística (boxplot) da distribuição de energia absorvida por camada tecidual, fixando $\lambda = 808$ nm e espessura epidérmica de 0,15 mm. Comparação entre fototipos: (a) Fototipo I (Pele Clara); (b) Fototipo III (Pele Intermediária); (c) Fototipo VI (Pele Escura).



Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 FLUÊNCIA

5.2.1 Distribuição Espacial de Fluência

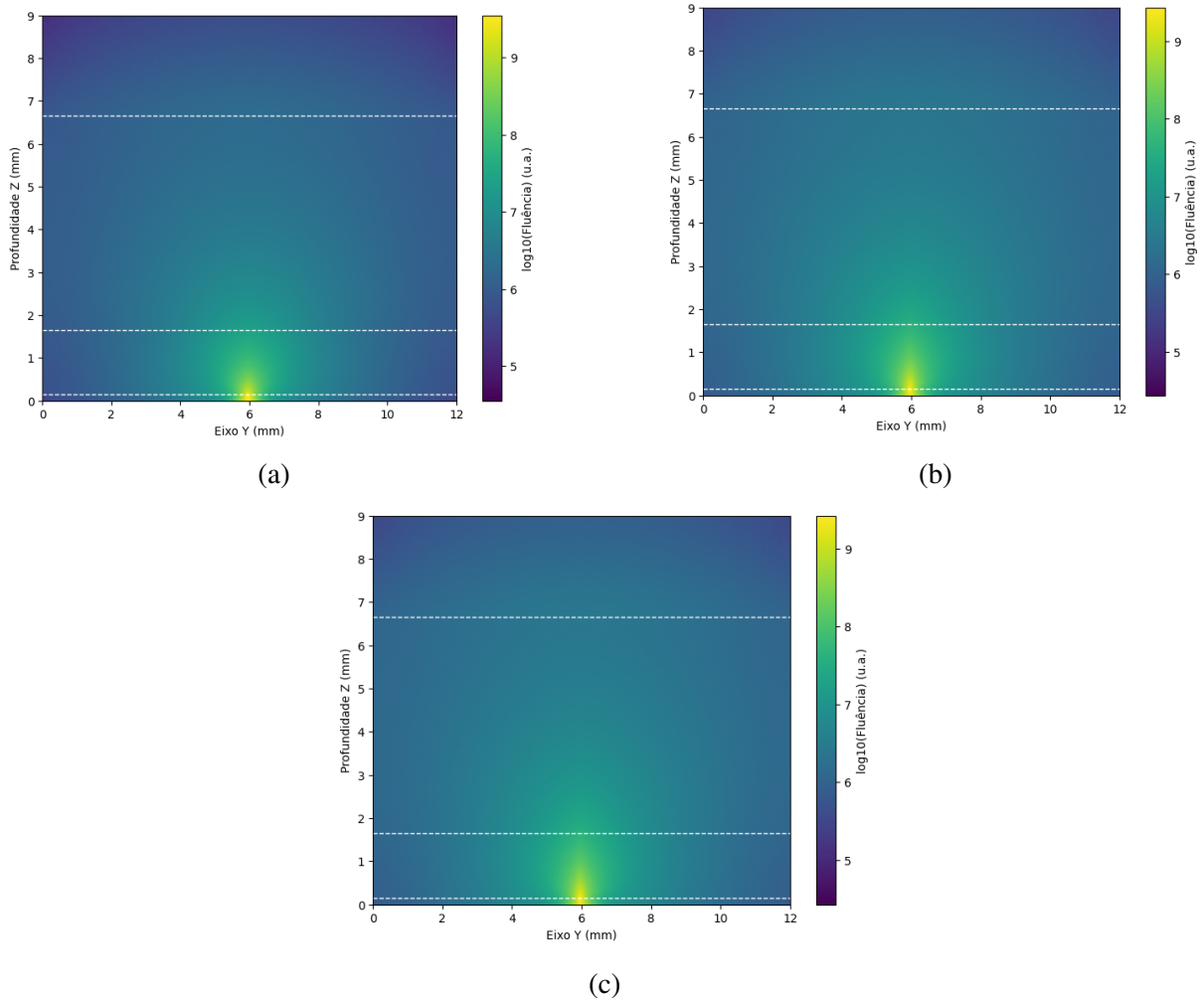
Foram realizadas simulações de fluência óptica para os mesmos 54 cenários analisados na seção anterior, cujos resultados da distribuição espacial bidimensional estão apresentados nos

cortes transversais no plano YZ na Figura 11, Figura 12 e Figura 13.

5.2.1.1 Influência do Comprimento de Onda na Fluência

As simulações de fluência para $\lambda = 660$ nm, cujos resultados estão apresentados na Figura 11a, demonstram um padrão de distribuição com concentração nas camadas superficiais e atenuação em profundidade. Para fototipos claros (I-II), a zona de alta fluência estende-se até aproximadamente 2 a 3 mm. A dispersão lateral do feixe é moderada, com energia concentrada em um cone de propagação estreito centrado no ponto de incidência. Para fototipos escuros (V-VI), observa-se redução da penetração de fluência, com zona de alta energia restrita principalmente à epiderme. As simulações para $\lambda = 808$ nm e $\lambda = 830$ nm, cujos resultados são apresentados respectivamente na Figura 11b e Figura 11c, revelam distribuições de fluência mais extensas em profundidade. Observa-se padrão de dispersão lateral mais evidente, com energia luminosa espalhando-se lateralmente de forma mais uniforme, resultando em uma distribuição espacial mais homogênea.

Figura 11 – Simulações de distribuição espacial de fluência para Fototipo I e espessura epidérmica de 0,15 mm. Comparação entre comprimentos de onda: (a) 660 nm; (b) 808 nm; (c) 830 nm. As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.



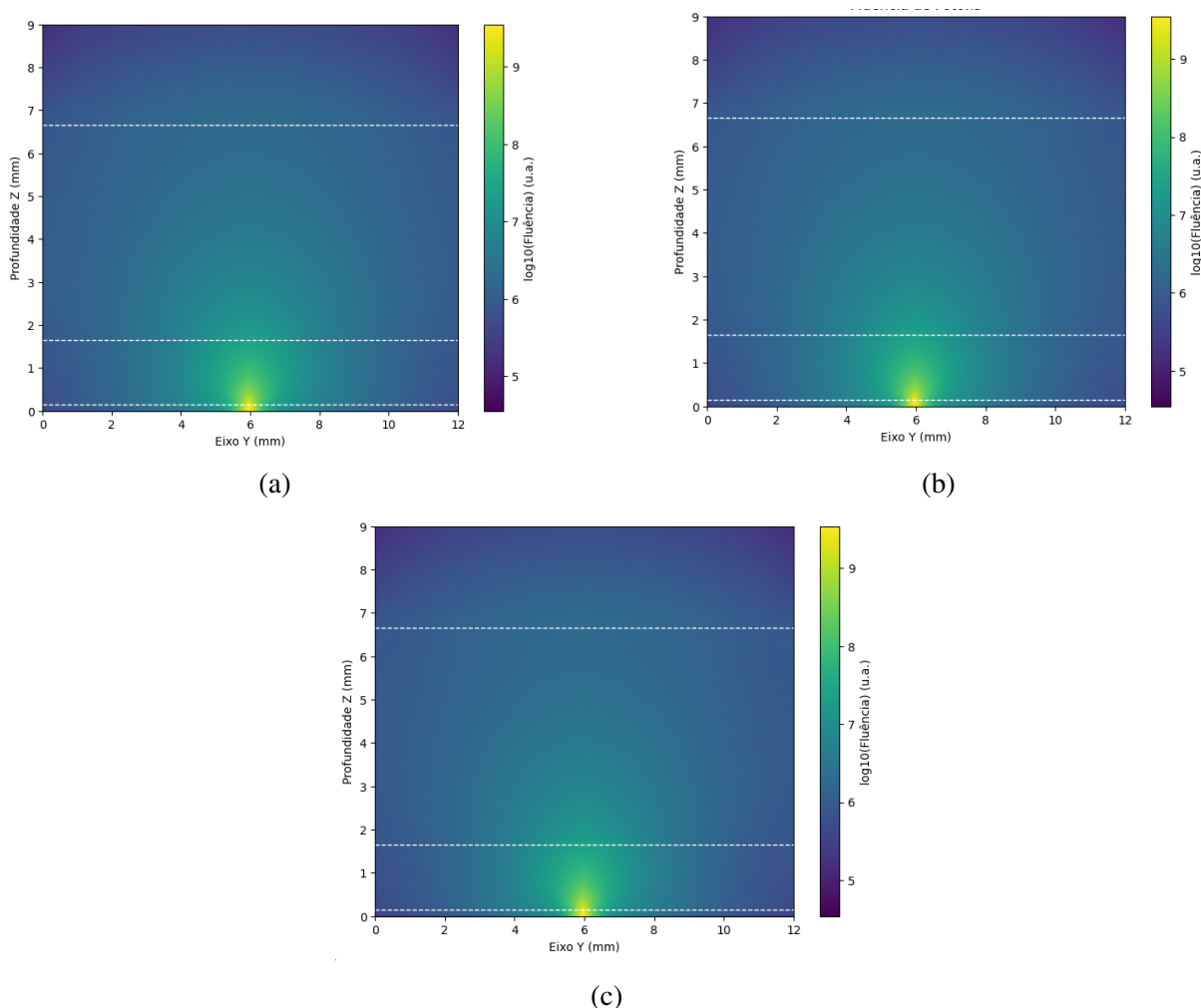
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2.1.2 Influência do Fototipo de Fitzpatrick na Fluência

As simulações comparativas entre fototipos I, III e VI com espessura epidérmica de 0,15 mm foram realizadas, cujos resultados estão apresentados na Figura 12. Para fototipos claros, conforme demonstrado na Figura 12a, observam-se os padrões de fluência mais extensos entre todos os fototipos analisados. Para $\lambda = 660$ nm, a área de alta fluência apresenta formato cônico. Os fototipos intermediários, cujos resultados são apresentados na Figura 12b, apresentam padrões com redução da penetração de fluência em comparação ao Fototipo I. Para $\lambda = 660$ nm, a diferença é mais acentuada. Os fototipos escuros, cujos resultados são apresentados na Figura 12c, revelam o impacto da melanina na distribuição de fluência. Para $\lambda = 660$ nm, a zona

de alta fluência fica quase que exclusiva à epiderme.

Figura 12 – Simulações de distribuição espacial de fluência para comprimento de onda de 660 nm e espessura epidérmica de 0,15 mm. Impacto da pigmentação cutânea: (a) Fototipo I; (b) Fototipo III; (c) Fototipo VI. As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.



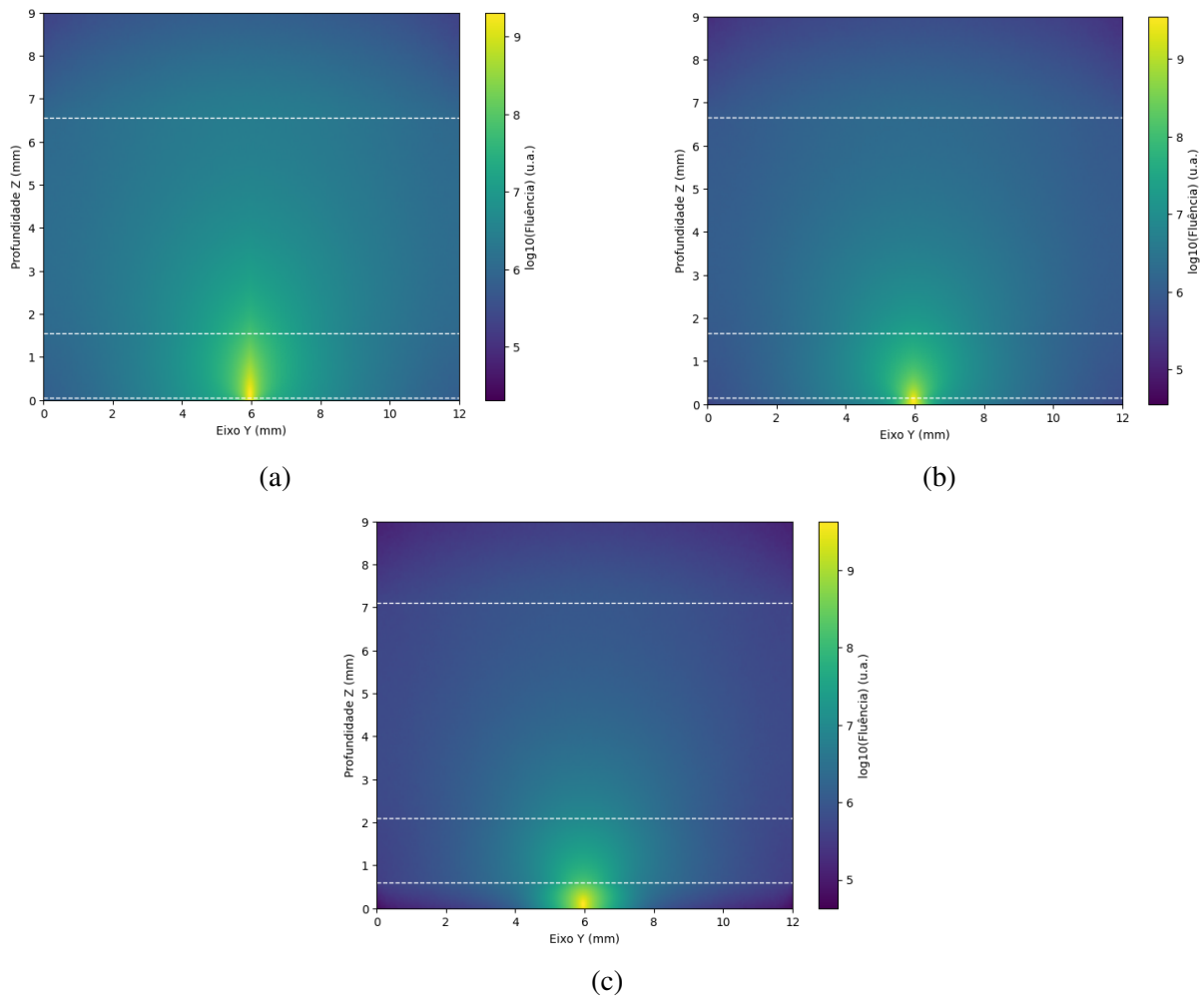
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2.1.3 Influência da Espessura Epidérmica na Fluência

As simulações variando a espessura epidérmica para o Fototipo I foram realizadas, cujos resultados estão apresentados na Figura 13. Para espessura epidérmica de 0,05 mm, os resultados apresentados na Figura 13a demonstram uma atenuação mínima superficial. A barreira óptica reduzida permite que uma maior fração de fótons alcance as camadas subjacentes, resultando em distribuições de fluência mais extensas. A espessura de 0,15 mm, cujos resultados são apresentados na Figura 13b, com padrões intermediários de distribuição de fluência. Para espessura epidérmica de 0,60 mm, os resultados apresentados na Figura 13c revelam a maior

atenuação superficial. Mesmo o Fototipo I com $\lambda = 660$ nm, a espessura epidérmica aumentada resulta em um efeito de filtro óptico eficiente, com a energia luminosa praticamente restrita à camada epidérmica.

Figura 13 – Simulações de distribuição espacial de fluência para comprimento de onda de 660 nm e Fototipo I. Variação da espessura da epiderme: (a) 0,05 mm; (b) 0,15 mm; (c) 0,60 mm. As linhas horizontais tracejadas representam as espessuras das camadas e seus limites.



Fonte: Elaborado pelo autor.

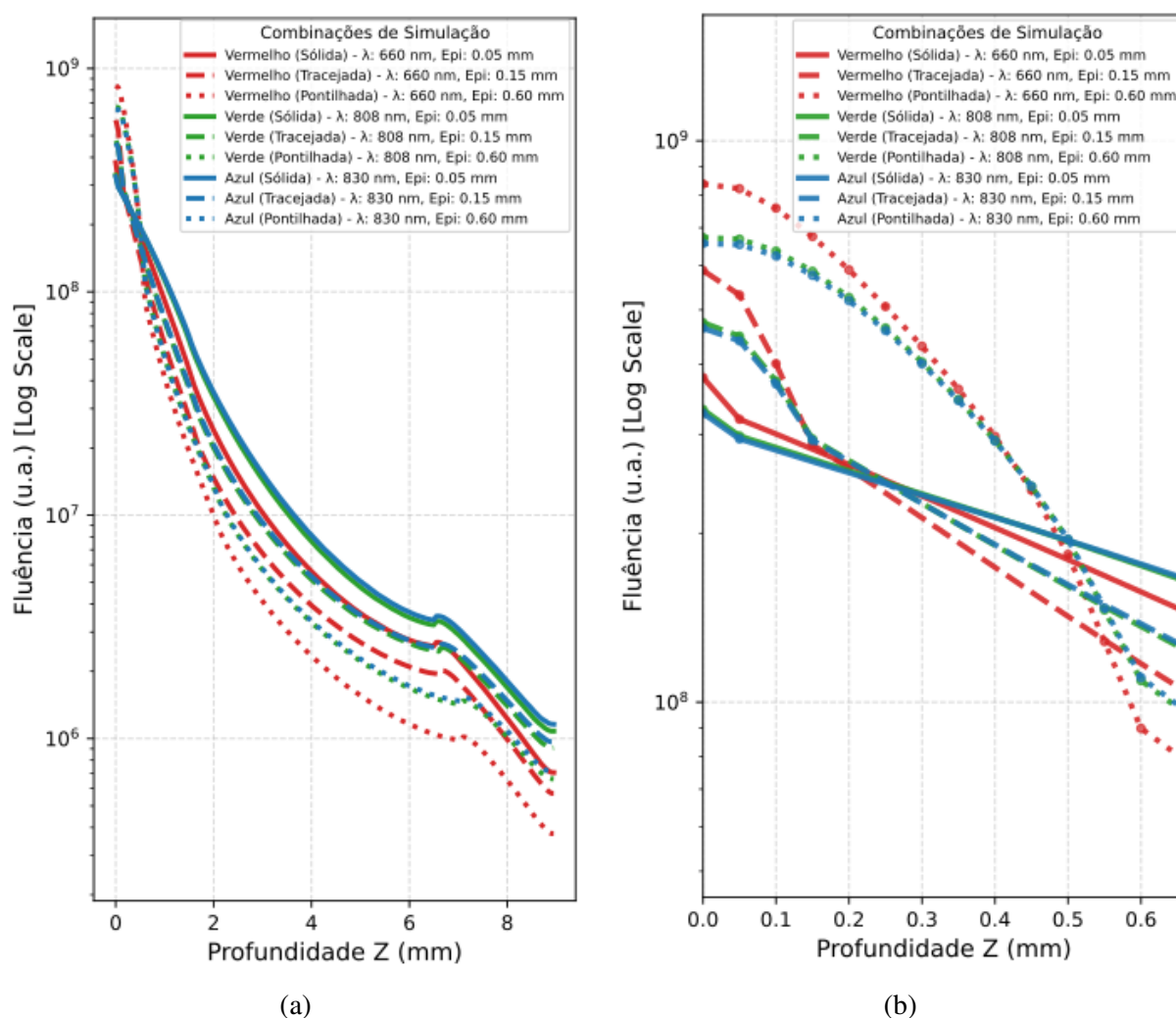
5.2.2 Perfis de Penetração: Fluência em Função da Profundidade

As simulações de fluência média em função da profundidade foram realizadas para os seis fototipos de Fitzpatrick em cada combinação de comprimento de onda e espessura epidérmica, cujos resultados estão apresentados na Figura 14, Figura 15 e Figura 16.

5.2.2.1 Comportamento por Comprimento de Onda na Fluência

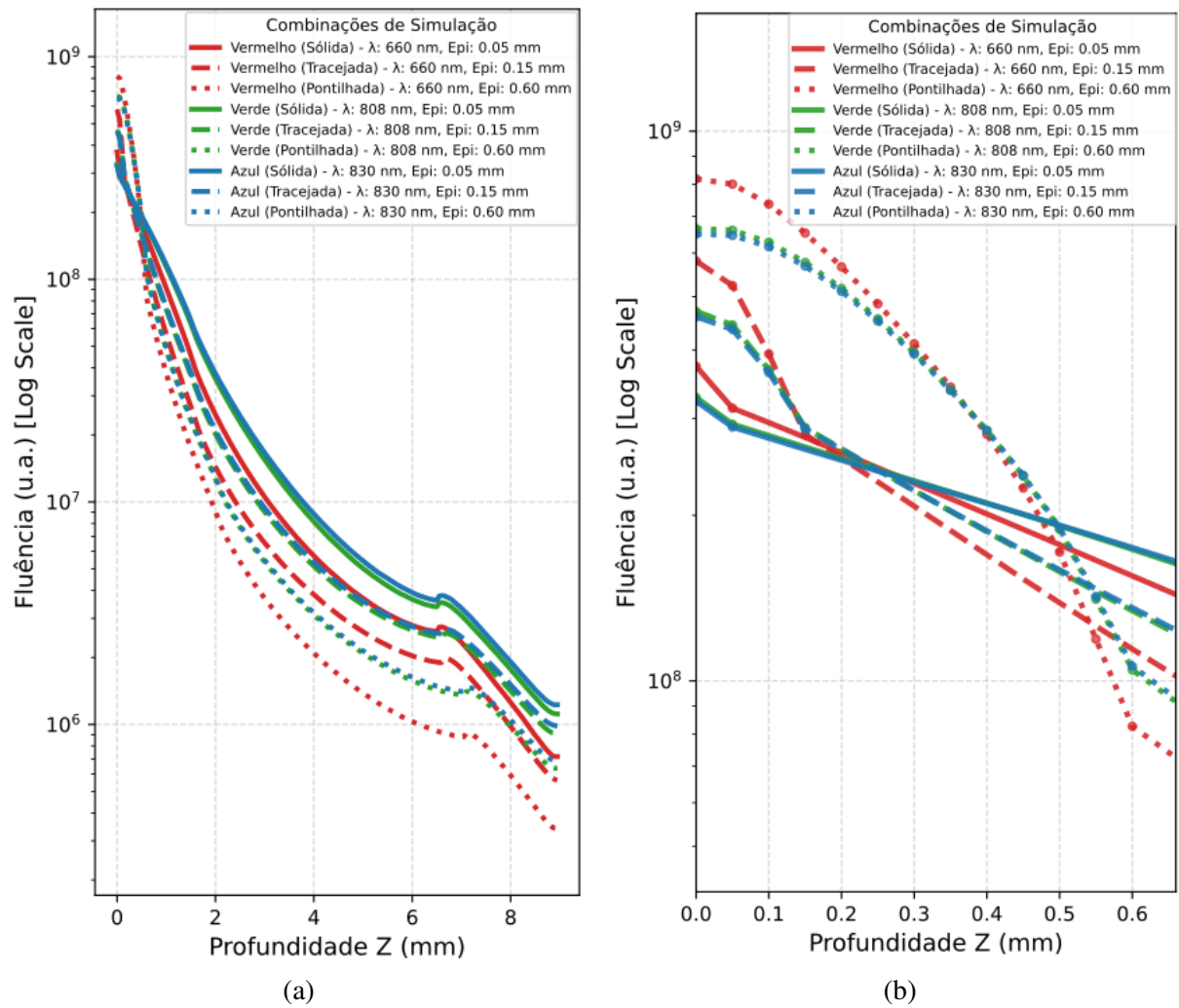
Os perfis de fluência para o Fototipo I, apresentados na Figura 14, demonstram um decaimento, com inclinações diferentes para cada comprimento de onda. Para $\lambda = 660$ nm, o decaimento é mais acentuado, refletindo a combinação de alta absorção e espalhamento significativo. Para $\lambda = 808$ -830 nm, as curvas apresentam um decaimento mais suave. Para o Fototipo III, cujos resultados são apresentados na Figura 15, nas profundidades correspondentes às transições epiderme-derme, derme-hipoderme e hipoderme-músculo, observam-se mudanças na inclinação das curvas. Estas inflexões refletem as diferentes propriedades ópticas de cada camada. Os resultados para o Fototipo VI, apresentados na Figura 16, demonstram a maior atenuação de fluência entre todos os fototipos. Para $\lambda = 660$ nm, observa-se um decaimento logo após a interface epiderme-derme.

Figura 14 – Perfil de penetração para o Fototipo I. Em (a) é apresentado a fluência ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.



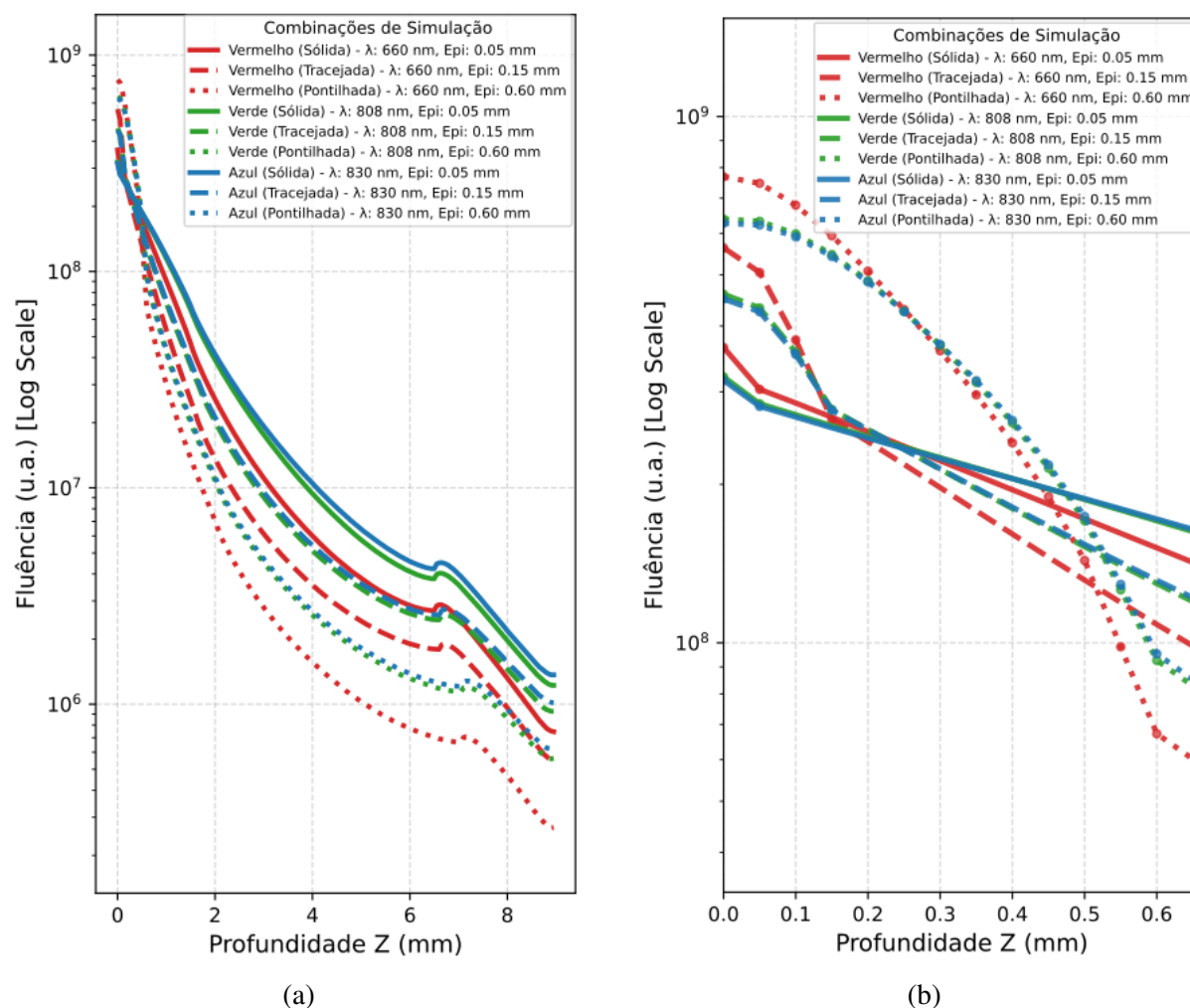
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 15 – Perfil de penetração para o Fototipo III. Em (a) é apresentado a fluência ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 16 – Perfil de penetração para o Fototipo VI. Em (a) é apresentado a fluência ao longo de toda profundidade. Em (b) se mostra uma vista ampliada dessa figura, na região da epiderme.



Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2.2.2 Efeito da Espessura Epidérmica nos Perfis de Fluência

A análise comparativa dos perfis de fluência revela que, para espessura epidérmica de 0,05 mm, em relação à espessura média (0,15 mm), a fluência na interface epiderme-derme é maior para $\lambda = 660$ nm em fototipos claros. Para fototipos escuros com $\lambda = 660$ nm, o efeito da espessura epidérmica fina é evidente, com aumento na fluência dérmica em comparação à epiderme de espessura média. A espessura de 0,15 mm representa a condição de referência para a maioria das aplicações clínicas, sendo característica de áreas como tronco, membros superiores e coxas. Para espessura epidérmica de 0,60 mm, observam-se reduções na fluência que alcança a derme. Para $\lambda = 660$ nm no Fototipo I, a fluência na interface epiderme-derme é reduzida em comparação à epiderme fina, e em relação à espessura média.

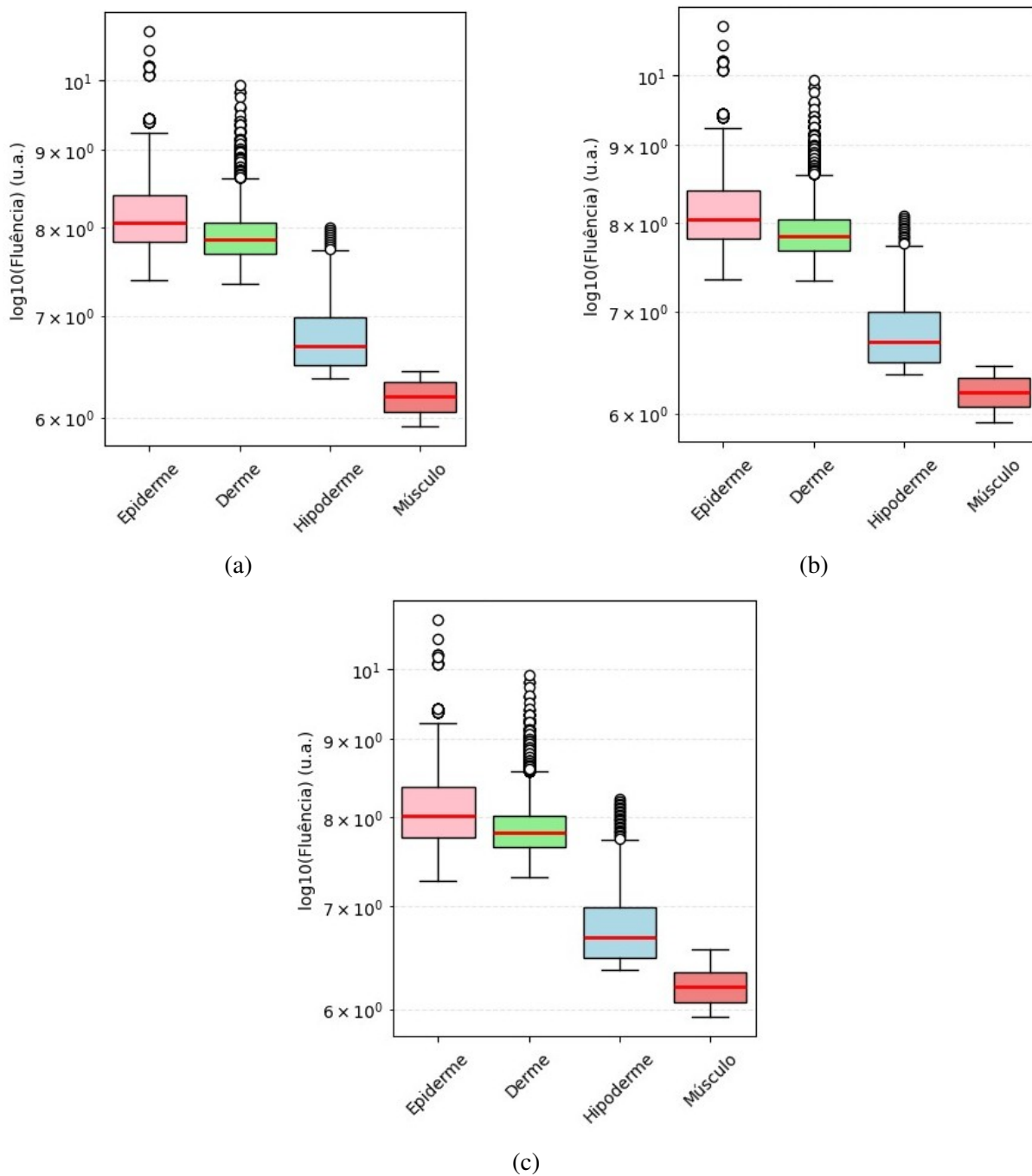
5.2.3 Distribuição Estatística de Fluência por Camada

As simulações para análise estatística da distribuição de fluência em cada camada tecidual foram realizadas para três fototipos representativos (I, III e VI) com comprimento de onda de 808 nm e espessura epidérmica de 0,15 mm, cujos resultados estão apresentados na Figura 17.

A camada epidérmica apresenta os valores mais elevados de fluência mediana, conforme demonstrado na Figura 17a, Figura 17b e Figura 17c. A amplitude interquartil é estreita, indicando distribuição homogênea de energia nesta camada. Os *outliers* superiores (círculos acima) correspondem a voxels próximos ao ponto de incidência do feixe, onde a concentração de energia é máxima. A dispersão (altura da caixa) é maior, significando uma maior heterogeneidade da distribuição luminosa nesta camada mais espessa. Para $\lambda = 660$ nm em fototipos escuros, observa-se uma redução da mediana.

Na camada hipodérmica para comprimentos de onda infravermelhos, ainda se detectam valores em todos os fototipos. Para $\lambda = 660$ nm em fototipos IV-VI, as caixas tornam-se compactas e deslocadas para valores baixos. A camada muscular apresenta os menores valores absolutos de fluência. Para $\lambda = 808$ -830 nm em fototipos I-III, medianas indicam energia disponível para tratamentos musculares profundos. Para $\lambda = 660$ nm, especialmente em fototipos escuros, a fluência muscular é menor. Para $\lambda = 808$ nm, observa-se convergência estatística entre fototipos nas camadas profundas. Embora a epiderme ainda apresente diferenças (maior fluência em fototipos claros devido a menor absorção), as caixas da hipoderme e músculo mostram sobreposição entre fototipos (Figura 17a, Figura 17b e Figura 17c), confirmando que a influência da pigmentação é atenuada nestas profundidades para comprimentos de onda infravermelhos.

Figura 17 – Análise estatística (boxplot) da distribuição de fluência por camada tecidual, fixando $\lambda = 808$ nm e espessura epidérmica de 0,15 mm. Comparação entre fototipos: (a) Fototipo I (Pele Clara); (b) Fototipo III (Pele Intermediária); (c) Fototipo VI (Pele Escura).



Fonte: Elaborado pelo autor.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou uma análise computacional abrangente da distribuição de luz em tecidos biológicos para aplicações de fotobiomodulação, utilizando simulações de Monte Carlo implementadas em Python. A investigação sistemática de 54 cenários distintos permitiu quantificar como variações nos comprimentos de onda (660 nm, 808 nm e 830 nm), fototipos de Fitzpatrick (I a VI) e espessuras epidérmicas (0,05 mm, 0,15 mm e 0,60 mm) influenciam a penetração e distribuição de energia luminosa em um modelo multicamadas de tecido biológico.

Os quatro objetivos específicos propostos foram integralmente atingidos e validados pelos resultados obtidos. A familiarização com a linguagem de programação Python e o desenvolvimento de um modelo computacional baseado no método de Monte Carlo foram completados com sucesso, utilizando a biblioteca pmcx (Python Monte Carlo eXtreme) com aceleração via GPU NVIDIA Tesla T4, possibilitando a simulação de 10^8 fótons. O código documentado forneceu uma solução reprodutível e adaptável, consolidando uma ferramenta que preenche a lacuna de acessibilidade em simulações de transporte de fótons no ecossistema científico Python. Os parâmetros ópticos das diferentes camadas da pele (epiderme, derme, hipoderme e músculo) foram sistematicamente implementados e parametrizados em função do comprimento de onda e do fototipo. A função *get_props()* encapsula 18 conjuntos distintos de propriedades ópticas (coeficiente de absorção μ_a , coeficiente de espalhamento μ_s , coeficiente de anisotropia g e índice de refração n).

A profundidade de penetração e distribuição de energia luminosa foram integralmente avaliadas através de três metodologias complementares: cortes transversais bidimensionais no plano YZ revelando a distribuição espacial qualitativa, perfis de absorção por profundidade em escala semilogarítmica quantificando a atenuação exponencial e análises de distribuição estatística por camada tecidual via boxplots. Os resultados estabeleceram qualitativamente relações críticas para a prática clínica. A absorção epidérmica em $\lambda = 660$ nm para FT VI foi maior que em FT I. Este achado corrobora estudos clínicos que documentam efetividade variável de protocolos de fotobiomodulação conforme etnia do paciente. Os comprimentos de onda 808–830 nm demonstraram uma penetração maior que 660 nm em fototipos escuros, validando empiricamente a seleção destes comprimentos para essa população. A convergência estatística das distribuições de absorção entre fototipos em profundidades superiores a 2 mm para $\lambda \geq 808$ nm indica que nesta faixa espectral, a melanina continua a ser o fator limitante, porém, combinada à espessura. A espessura epidérmica demonstrou ser um modulador significativo, particularmente em fototipos escuros. Uma epiderme espessa (0,60 mm) em FT VI com $\lambda = 660$ nm reduziu a fluência comparada a uma epiderme fina (0,05 mm) em FT I. Este achado ressalta a importância de protocolos anatomicamente personalizados.

O trabalho gerou uma caracterização sistemática da distribuição de luz em tecidos humanos para todos os seis fototipos de Fitzpatrick sob múltiplas condições de espessura epidérmica e

comprimento de onda. A implementação acessível em Python com código aberto e documentado reduz significativamente a barreira de entrada para pesquisadores e engenheiros biomédicos interessados em simulações de óptica biológica. O uso de Google Colab eliminou a necessidade de infraestrutura local custosa, ampliando o acesso potencial a esta ferramenta no contexto acadêmico.

Apesar dos resultados abrangentes, devem-se reconhecer as limitações intrínsecas ao modelo. O modelo de 4 camadas (epiderme, derme, hipoderme, músculo) representa uma simplificação da anatomia real, que contém múltiplas subcamadas especializadas. Especificamente, a epiderme foi modelada como uma camada homogênea, enquanto na realidade compreende 5 subcamadas com propriedades ópticas graduais. Esta simplificação introduz erros pequenos para comprimentos de onda infravermelhos onde a profundidade de penetração excede a estrutura epidérmica. O modelo não incorpora fluxo sanguíneo, que modula localmente as propriedades ópticas através da concentração dinâmica de hemoglobina. Sob irradiação contínua, a vasodilatação alteraria as propriedades ópticas, um efeito que as simulações estáticas não capturam. Os parâmetros ópticos foram tratados como constantes (não dependentes de profundidade dentro de cada camada), enquanto na realidade existem gradientes. Por exemplo, a concentração de melanina diminui desde a camada basal até o estrato córneo, introduzindo um gradiente óptico não modelado.

Conclui-se que este trabalho consolidou a viabilidade metodológica e técnica de utilizar simulações Monte Carlo em Python como ferramenta acessível e reprodutível para modelagem de transporte óptico em tecidos biológicos. As 54 simulações executadas forneceram uma caracterização quantitativa de como comprimento de onda, pigmentação e anatomia interagem para determinar a profundidade terapêutica efetiva em fotobiomodulação. Os resultados indicam que protocolos clínicos personalizados em função do fototipo do paciente e da região anatômica tratada são cientificamente justificados por diferenças na fluência. A ferramenta desenvolvida permanece disponível como recurso aberto para a comunidade científica, contribuindo para avanços futuros na ciência.

REFERÊNCIAS

- BARBOSA, R. I. *et al.* Analysis of low-level laser transmission at wavelengths 660, 830 and 904 nm in biological tissue samples. **Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology**, Elsevier, v. 209, p. 111914, 2020.
- BASHKATOV, A. N. *et al.* Monte carlo study of skin optical clearing to enhance light penetration in the tissue. In: SPIE. **Saratov Fall Meeting 2006: Optical Technologies in Biophysics and Medicine VIII**. [S. l.], 2007. v. 6535, p. 353–364.
- BÜRMEN, M.; PERNUŠ, F.; NAGLIČ, P. Mcdataset: a public reference dataset of monte carlo simulated quantities for multilayered and voxelated tissues computed by massively parallel pyxopto python package. **Journal of Biomedical Optics**, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, v. 27, n. 8, p. 083012–083012, 2022.
- Enrich Clinic. **Considering Cosmetic Procedures? Know your Fitzpatrick Skin Type**. Melbourne, Australia, 2023. <https://www.enrichclinic.com.au/what-is-fitzpatrick-skin-type/>. Acessado em: 10 nov. 2025.
- FARIVAR, S.; MALEKSHAHABI, T.; SHIARI, R. Biological effects of low level laser therapy. **Journal of lasers in medical sciences**, v. 5, n. 2, p. 58, 2014.
- FINLAYSON, L. *et al.* Depth penetration of light into skin as a function of wavelength from 200 to 1000 nm. **Photochemistry and Photobiology**, Wiley Online Library, v. 98, n. 4, p. 974–981, 2022.
- FORTUNATO, T. C. Monte carlo simulations to investigate light coupling with optical skin phantom. 2021.
- GAJINOV, Z. *et al.* Optical properties of the human skin. **Serbian Journal of Dermatology and Venereology**, v. 2, n. 4, p. 131–136, 2010.
- HAMBLIN, M. R. Photobiomodulation or low-level laser therapy. **Journal of biophotonics**, v. 9, n. 11-12, p. 1122, 2016.
- HAMBLIN, M. R. Mechanisms and applications of the anti-inflammatory effects of photobiomodulation. **AIMS biophysics**, v. 4, n. 3, p. 337, 2017.
- HAMBLIN, M. R.; DEMIDOVA, T. N. Mechanisms of low level light therapy. **Mechanisms for low-light therapy**, SPIE, v. 6140, p. 614001, 2006.
- HUMBERTO, L. **Monte Carlo of Different Skin Colors: Monte Carlo simulator in Python for photobiomodulation**. [S. l.]: GitHub, 2024. <https://github.com/LucasHumberto/Monte-Carlo-of-Different-Skin-Colors>. Acessado em: 27 nov. 2025. Models light distribution across skin tissues for 6 Fitzpatrick types, 3 wavelengths, and variable epidermal thickness with GPU acceleration.
- JACQUES, S. L. Optical properties of biological tissues: a review. **Physics in Medicine & Biology**, IOP Publishing, v. 58, n. 11, p. R37, 2013.
- LISTER, T.; WRIGHT, P. A.; CHAPPELL, P. H. Optical properties of human skin. **Journal of biomedical optics**, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, v. 17, n. 9, p. 090901–090901, 2012.

RAMOS, L. Z.; OLIVEIRA, G. A.; SILVA, V. P. t. Thermal effects of different photobiomodulation therapy devices in biological tissues: An experimental study. **Photodiagnosis and Photodynamic Therapy**, v. 41, p. 103352, 2023.

SACHDEVA, S. Fitzpatrick skin typing: Applications in dermatology. **Indian journal of dermatology, venereology and leprology**, scientific scholar, v. 75, p. 93, 2009.

SALEHPOUR, F. *et al.* Brain photobiomodulation therapy: a narrative review. **Molecular neurobiology**, Springer, v. 55, n. 8, p. 6601–6636, 2018.

SETCHFIELD, K. *et al.* Effect of skin color on optical properties and the implications for medical optical technologies: a review. **Journal of biomedical optics**, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, v. 29, n. 1, p. 010901–010901, 2024.

SOUZA, M. M. *et al.* Hyperspectral imaging system for tissue classification in h&e-stained histological slides. In: IEEE. **2021 SBFoton International Optics and Photonics Conference (SBFoton IOPC)**. [S. l.], 2021. p. 1–4.

TUCHIN, V. V. *et al.* Tissue optics. In: SOCIETY OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS (SPIE) BELLINGHAM, WA, USA. [S.l.], 2015.

WANG, L.; JACQUES, S. L.; ZHENG, L. Mcml—monte carlo modeling of light transport in multi-layered tissues. **Computer methods and programs in biomedicine**, Elsevier, v. 47, n. 2, p. 131–146, 1995.

WANG, L. V.; WU, H.-i. **Biomedical optics: principles and imaging**. [S. l.]: John Wiley & Sons, 2007.

WILSON, B. C.; JACQUES, S. L. Optical reflectance and transmittance of tissues: principles and applications. **IEEE Journal of Quantum electronics**, IEEE, v. 26, n. 12, p. 2186–2199, 2002.

GLOSSÁRIO

- Absorção** – Conversão da energia luminosa em calor ou reações fotoquímicas ao atravessar um meio.
- Anisotropia** – Propriedade que descreve a direção preferencial do espalhamento de luz em um meio.
- Cromóforo** – Molécula ou parte de uma molécula responsável por absorver luz em determinados comprimentos de onda (ex: melanina, hemoglobina).
- Derme** – Camada intermediária da pele, localizada abaixo da epiderme, composta por tecido conjuntivo, vasos sanguíneos e nervos.
- Epiderme** – Camada mais superficial da pele, composta por células epiteliais estratificadas e contendo melanina.
- Espalhamento** – Desvio da trajetória dos fótons causado por estruturas internas do tecido (membranas celulares, fibras de colágeno).
- Fitzpatrick** – Escala de classificação numérica (I a VI) para cor da pele humana, baseada na resposta à radiação UV.
- Fluência** – Densidade de energia luminosa, representando o número de fótons que atravessam uma unidade de área.
- Fotobiomodulação (FBM)** – Técnica terapêutica que utiliza luz de baixa intensidade para estimular processos biológicos benéficos nas células.
- Fóton** – Partícula elementar que constitui a luz, sem massa e portadora de energia eletromagnética.
- Hipoderme** – Camada mais profunda da pele, composta principalmente por tecido adiposo.
- Janela óptica** – Faixa de comprimentos de onda (tipicamente 600-1200 nm) onde a luz penetra mais profundamente nos tecidos biológicos.
- Melanina** – Pigmento biológico presente na epiderme, responsável pela cor da pele e principal absorvedor de luz visível.
- Método de Monte Carlo** – Técnica numérica estocástica que utiliza amostragem aleatória para simular fenômenos físicos complexos.
- Penetração** – Capacidade da luz de atravessar camadas de tecido e alcançar profundidades específicas.

Voxel – Elemento de volume tridimensional, equivalente ao pixel em 3D, usado em modelagem computacional.

APÊNDICES

APÊNDICE A – GALERIA COMPLETA DE CORTES TRANSVERSAIS YZ DE ABSORÇÃO

CORTES TRANSVERSAIS YZ

Esta seção apresenta os 27 cortes transversais YZ resultantes das simulações, organizados por fototipo e espessura de epiderme, permitindo a comparação direta entre os três comprimentos de onda simulados.

Fototipo I (Pele Muito Clara)

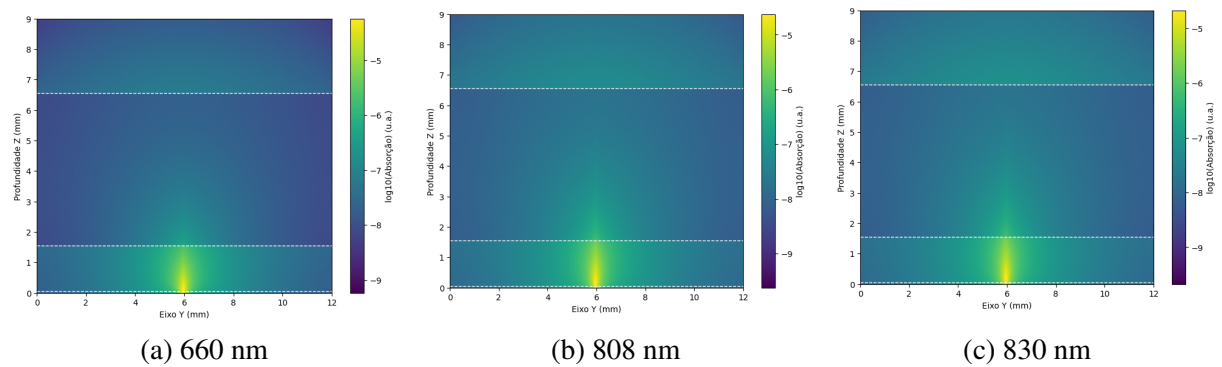


Figura 18 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,05 mm.

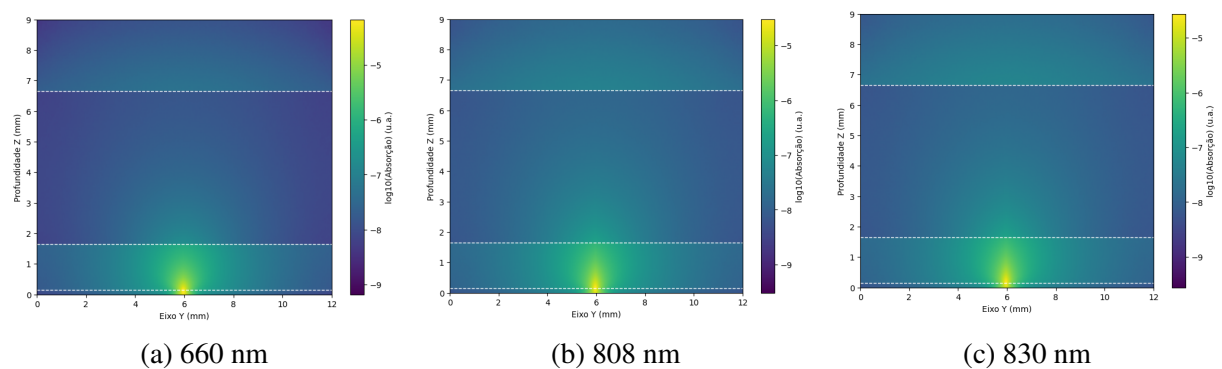


Figura 19 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,15 mm.

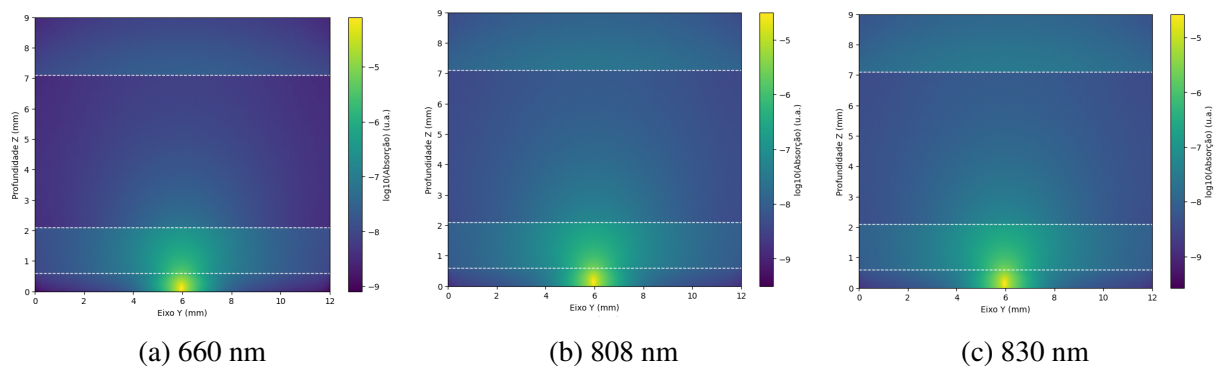


Figura 20 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,60 mm.

Fototipo III (Pele Intermediária)

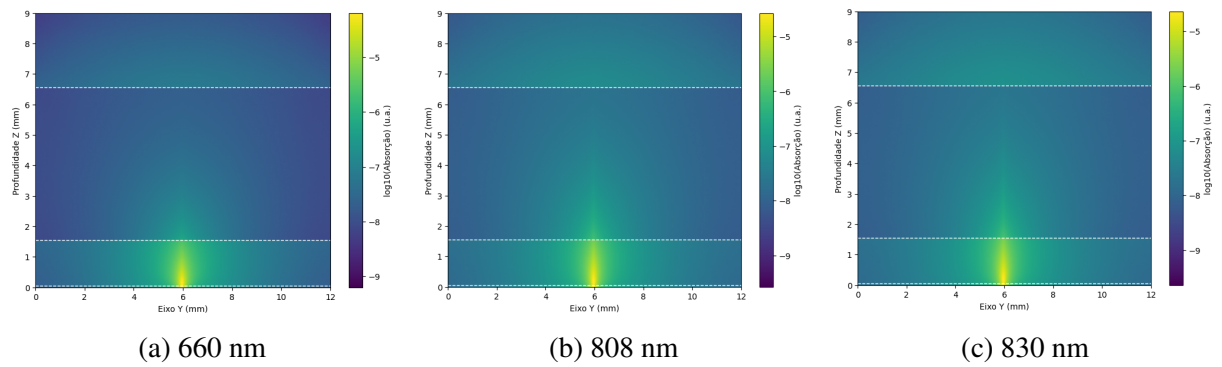


Figura 21 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,05 mm.

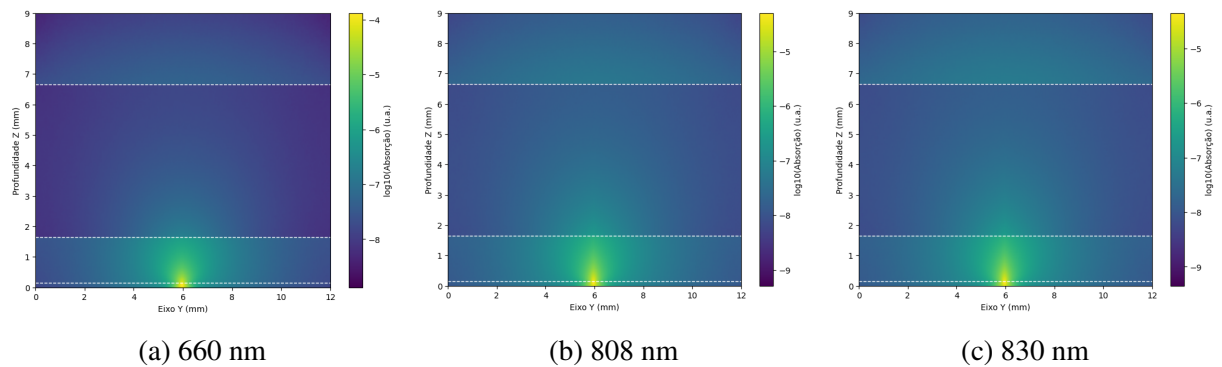


Figura 22 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,15 mm.

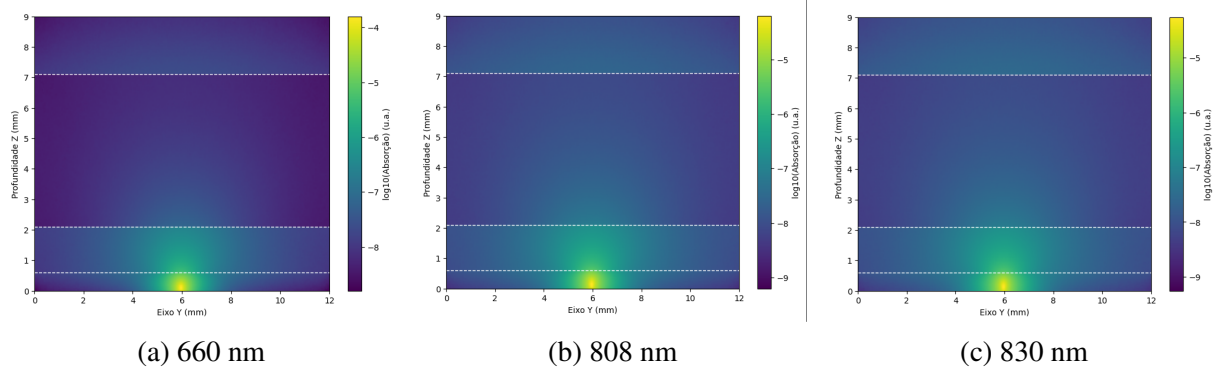


Figura 23 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,60 mm.

Fototipo VI (Pele Muito Escura)

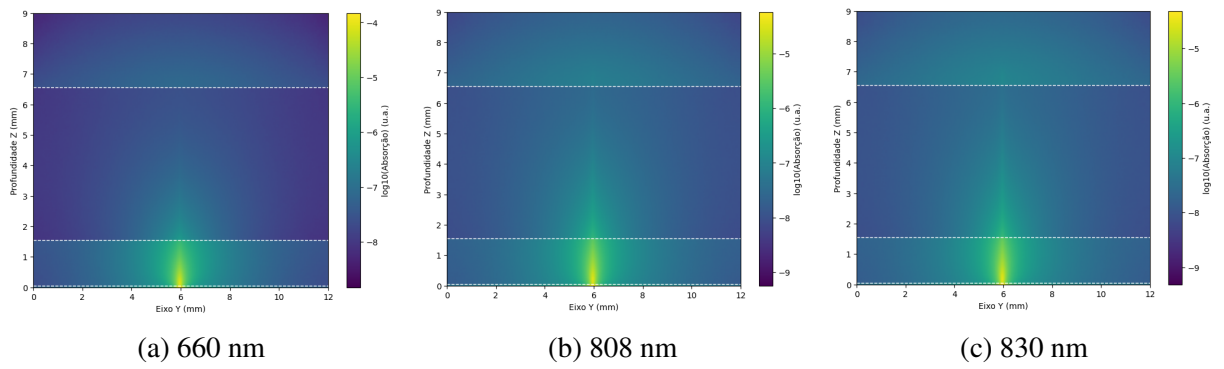


Figura 24 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,05 mm.

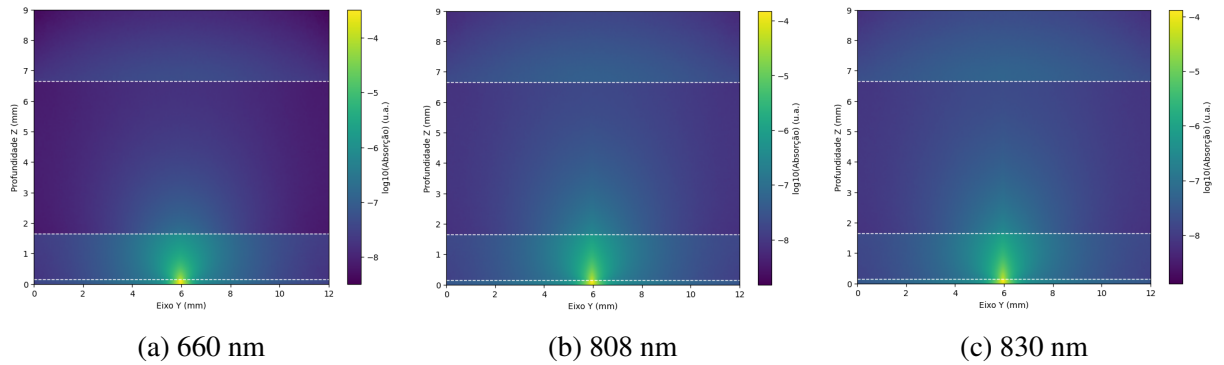


Figura 25 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,15 mm.

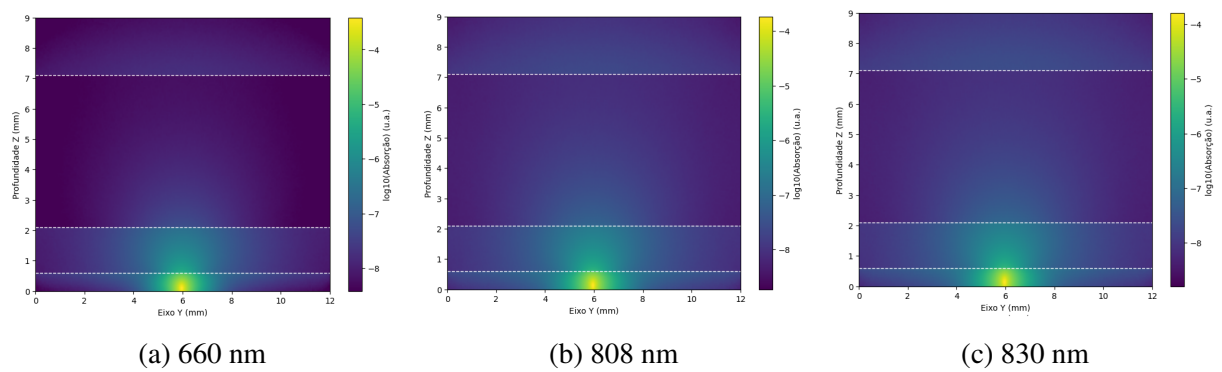


Figura 26 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,60 mm.

APÊNDICE B – GALERIA COMPLETA DE CORTES TRANSVERSAIS YZ DE FLUÊNCIA

CORTES TRANSVERSAIS YZ

Esta seção apresenta os 27 cortes transversais YZ resultantes das simulações, organizados por fototipo e espessura de epiderme, permitindo a comparação direta entre os três comprimentos de onda simulados.

Fototipo I (Pele Muito Clara)

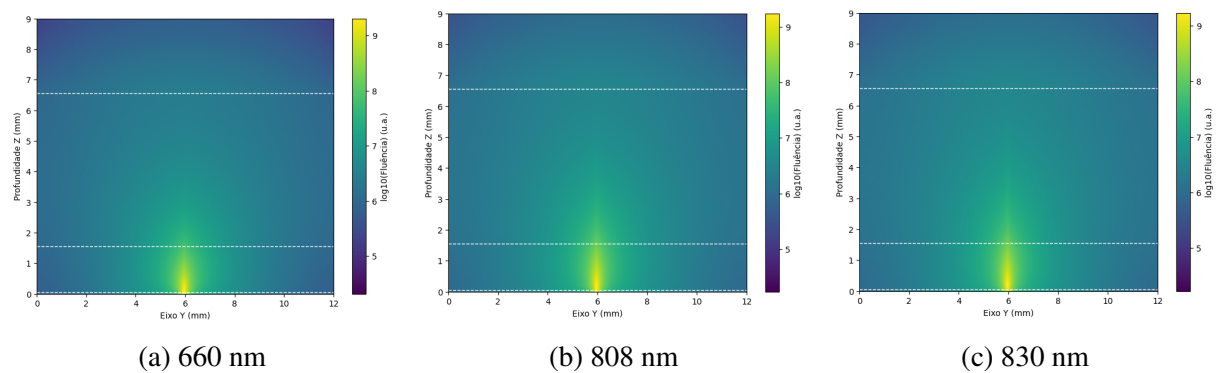


Figura 27 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,05 mm.

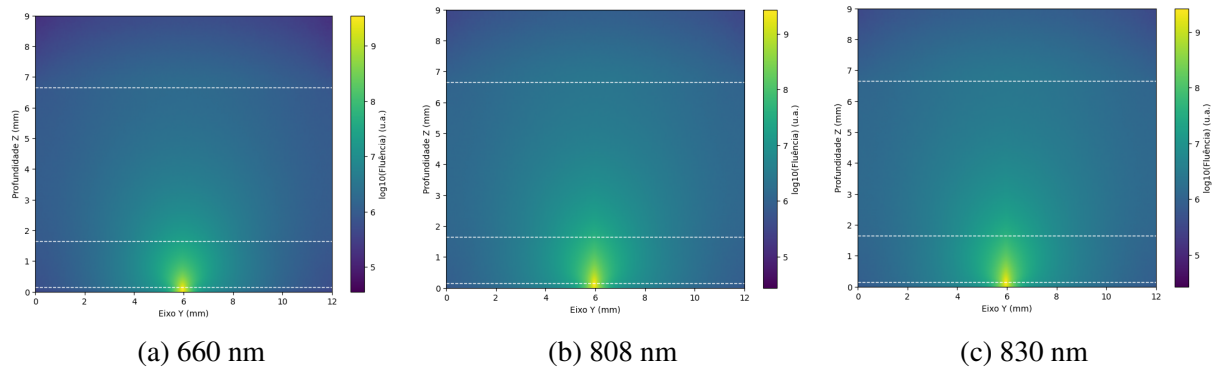


Figura 28 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,15 mm.

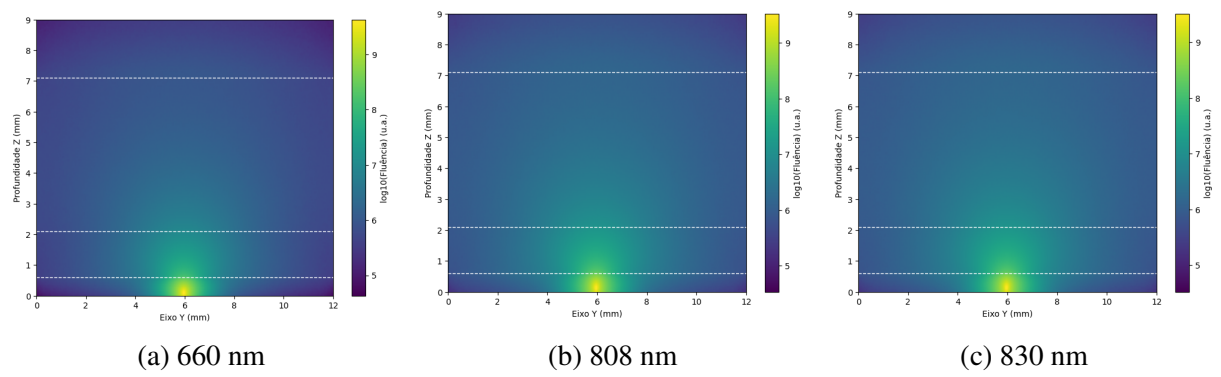


Figura 29 – Cortes YZ para Fototipo I com espessura de epiderme de 0,60 mm.

Fototipo III (Pele Intermediária)

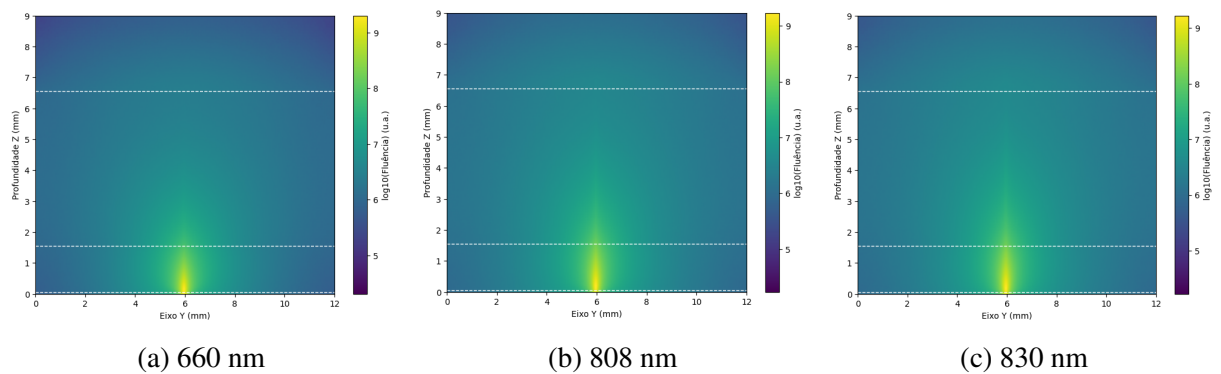


Figura 30 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,05 mm.

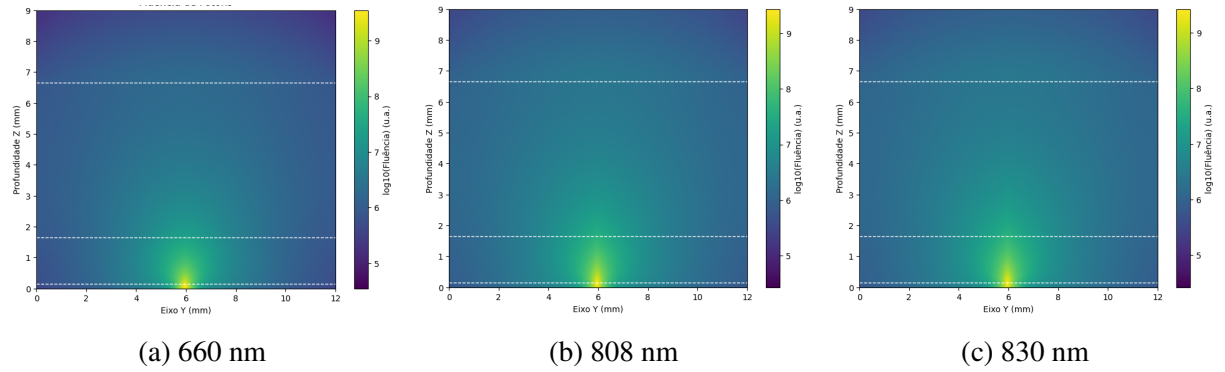


Figura 31 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,15 mm.

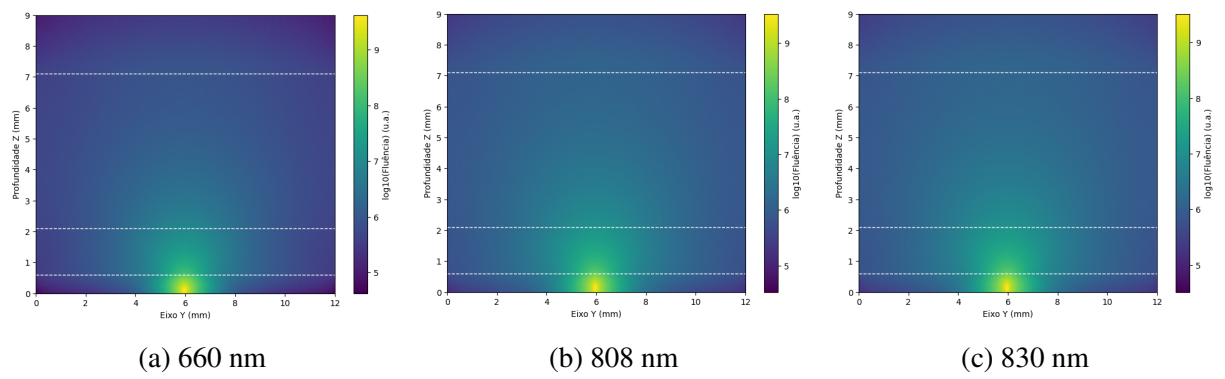


Figura 32 – Cortes YZ para Fototipo III com espessura de epiderme de 0,60 mm.

Fototipo VI (Pele Muito Escura)

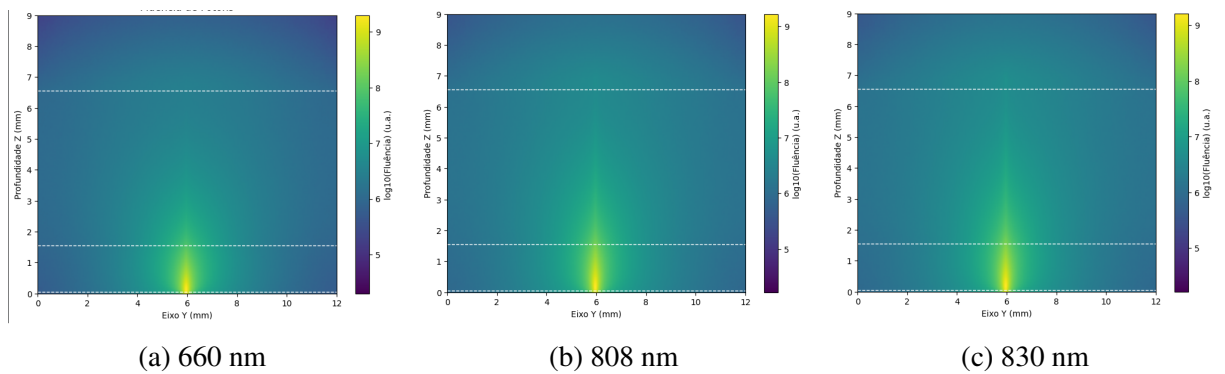


Figura 33 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,05 mm.

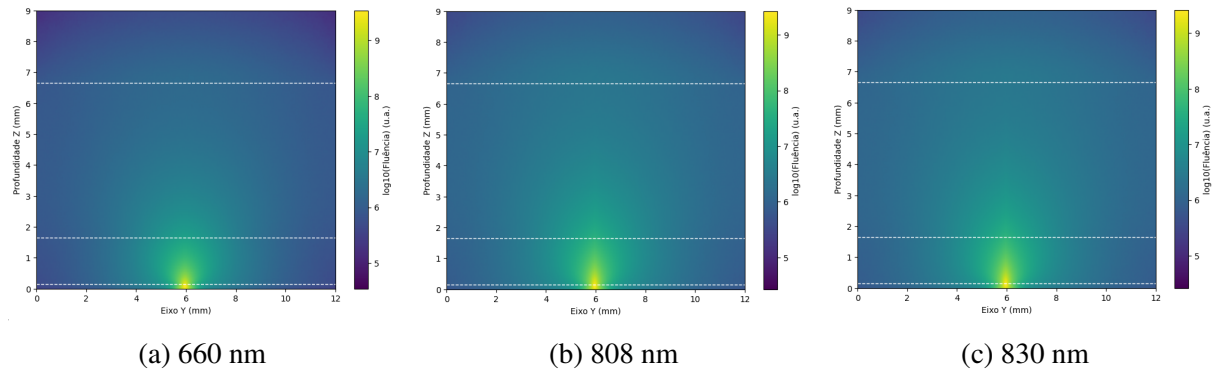


Figura 34 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,15 mm.

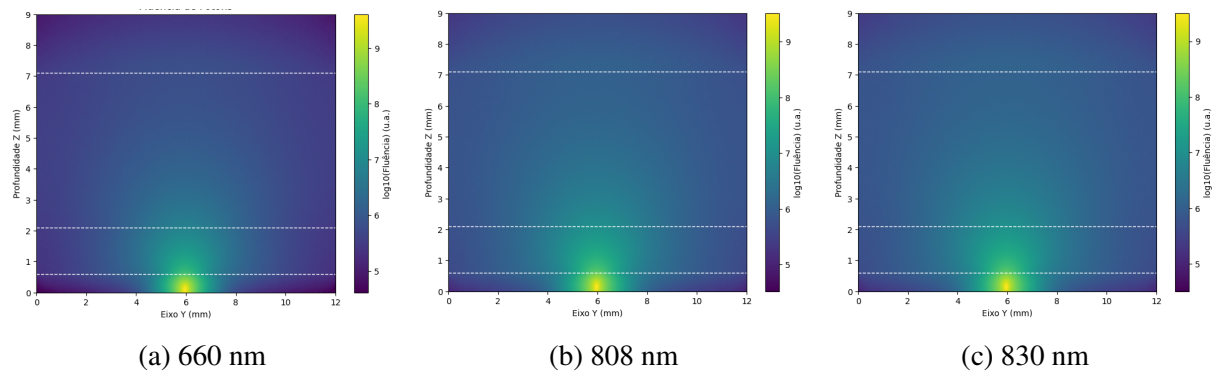


Figura 35 – Cortes YZ para Fototipo VI com espessura de epiderme de 0,60 mm.